



**You have downloaded a document from  
RE-BUS  
repository of the University of Silesia in Katowice**

**Title:** Zastosowanie modelowania metodą elementów skończonych do optymalizacji właściwości klamer do osteosyntezy

**Author:** Beata Chrząszcz

**Citation style:** Chrząszcz Beata. (2020). Zastosowanie modelowania metodą elementów skończonych do optymalizacji właściwości klamer do osteosyntezy. Praca doktorska. Katowice : Uniwersytet Śląski

© Korzystanie z tego materiału jest możliwe zgodnie z właściwymi przepisami o dozwolonym użytku lub o innych wyjątkach przewidzianych w przepisach prawa, a korzystanie w szerszym zakresie wymaga uzyskania zgody uprawnionego.



UNIwersYTET ŚLĄSKI  
W KATOWICACH



Biblioteka  
Uniwersytetu Śląskiego



Ministerstwo Nauki  
i Szkolnictwa Wyższego

Uniwersytet Śląski  
Wydział Nauk Ścisłych i Technicznych  
Instytut Inżynierii Materiałowej

PRACA DOKTORSKA

Zastosowanie modelowania metodą elementów skończonych  
do optymalizacji właściwości klamer do osteosyntezy

Autor: mgr inż. Beata Chrząszcz  
Promotor: dr hab. Seweryn Miga

Chorzów 2020



*Córce Amelii  
i rodzicom*



*Pragnę złożyć serdeczne podziękowania mojemu promotorowi  
Panu dr. hab. Sewerynowi Midze za zainteresowanie tematyką  
mojej pracy doktorskiej. Chciałabym jednocześnie wyrazić  
szczególną wdzięczność za okazaną życzliwość, cierpliwość,  
wrozumiałość a także za trud i włożoną pracę w obecny  
kształt niniejszej rozprawy.*

*Szczególne podziękowania pragnę złożyć  
Pani prof. dr hab. Danucie Stróż  
za nieocenione wsparcie merytoryczne.*

*Pragnę podziękować  
Panu dr. hab. Józefowi Deniszczykowi  
za olbrzymią życzliwość i wiarę  
w moje możliwości  
pomimo przeciwności jakie stawiał mi los.*

*Szczególne wyrazy wdzięczności składam  
Pani mgr Beacie Kunikowskiej  
za nieustanne wsparcie nie tylko  
na gruncie naukowym i zawodowym.*



# Spis treści

1. Wstęp .....	3
2. Stopy z pamięcią kształtu.....	4
2.1. Właściwości funkcyjne stopu NiTi.....	5
2.1.1 Jednokierunkowy efekt pamięci kształtu .....	6
2.1.2 Dwukierunkowy efekt pamięci kształtu.....	9
2.1.3 Efekt nadspężystości.....	13
2.2. Biokompatybilność i biomechaniczna zgodność.....	19
2.3. Zastosowanie stopów NiTi w medycynie.....	22
3. Klamry medyczne .....	29
4. Metoda elementów skończonych .....	40
4.1. Element skończony.....	41
4.2. Idea MES .....	43
4.3. Algorytm MES .....	45
4.4. Potencjalne błędy w analizie MES .....	47
4.4.1. Błąd modelowania matematycznego .....	48
4.4.2. Błąd dyskretyzacji.....	49
4.4.3. Błąd zaokrągleń .....	50
4.4.4. Błąd rozwiązania.....	51
4.4.5. Błąd całkowity .....	51
5. Zastosowanie MES w biomechanice .....	52
6. Program ANSYS.....	56
6.1. Struktura programu.....	57
6.2. Model nadspężystości .....	59
7. Część eksperymentalna .....	64
7.1. Statyczna próba rozciągania drutów NiTi .....	68
7.2. Test trójpunktowego zginania drutów NiTi.....	74



7.3.	Skaningowa kalorymetria różnicowa drutów NiTi .....	78
7.4.	Rentgenowska dyfrakcja proszkowa drutów NiTi .....	80
7.5.	Mikroanaliza rentgenowska drutów NiTi.....	81
7.6.	Rozciąganie klamer NiTi.....	82
7.7.	Statyczny pomiar siły wywieranej przez klamry NiTi .....	87
7.8.	Model rzeczywistej klamry .....	89
7.9.	Modelowanie klamer NiTi.....	92
7.10.	Projekt i modelowanie nowej klamry NiTi .....	113
7.11.	Kontrola procesu analizy numerycznej .....	122
8.	Wnioski .....	125
9.	Podziękowania .....	126
10.	Literatura.....	127
11.	Spis ilustracji.....	138
12.	Spis tabel.....	144
13.	Spis najważniejszych oznaczeń używanych w pracy .....	145
14.	Streszczenie.....	148
15.	Abstract .....	149

# 1. Wstęp

Ochrona zdrowia jest niezwykle istotna ze społecznego punktu widzenia. Rozwój nauki umożliwia stosowanie coraz nowszych, coraz bardziej skutecznych metod leczenia wpływających na poprawę stanu zdrowia, kondycję psychiczną oraz zadowolenia społeczeństwa. Stworzone dla potrzeb lotów kosmicznych stopy z pamięcią kształtu NiTi również znalazły zastosowanie w medycynie. Wykonywane są z nich na przykład klamry do łączenia odłamów kostnych, łączenia kręgów kręgosłupa, leczenia skoliozy, usztywniania kręgów szyjnych a nawet do zszywania tkanek miękkich.

Korzystnym z punktu widzenia procesu leczenia złamanych kości jest to aby odłamki kostne były do siebie dociskane ze stałą siłą. Może to zagwarantować materiał, w którym występuje efekt nadsprężystości. Materiałem takim jest stop NiTi. Kliniczne testowanie klamer jest czasochłonne a ponadto może budzić zastrzeżenia etyczne ze względu na przeprowadzanie ich w żywych organizmach. Mankament ten może być częściowo usunięty przez zastąpienie badań klinicznych modelowaniem numerycznym właściwości tychże klamer. W modelowaniu numerycznym wykorzystuje się jedną z najbardziej efektywnych metod jaką jest metoda elementów skończonych. Podwaliny tejże metody położył profesor Olgierd Cecyl Zienkiewicz [1] [2] [3].

Na podstawie posiadanej wiedzy i przeglądu literatury autorka pracy wysunęła następującą tezę:

*wykorzystanie wyników modelowania metodą elementów skończonych może doprowadzić do optymalizacji właściwości klinicznych klamer stosowanych do osteosyntezy.*

Uwzględniając tezę pracy postawiono za cel eksperymentalną weryfikację wyników modelowania rzeczywistych klamer dla ich całego typoszerogu oraz modyfikację istniejących klamer tak by polepszyć ich właściwości kliniczne. Dla osiągnięcia założonego celu postanowiono zrealizować następujące zadania:

1. zamodelowanie typoszerogu klamer rzeczywistych,
2. pomiar wybranych właściwości klamer,
3. porównanie rezultatów modelowania z wynikami eksperymentalnymi,
4. wprowadzenie modyfikacji klamry w celu polepszenia jej właściwości klinicznych,
5. numeryczna weryfikacja poprawy właściwości klinicznych zmodyfikowanej klamry.

## 2. Stopy z pamięcią kształtu

Stopy z pamięcią kształtu (SMA - ang. *Shape Memory Alloys*) należą do niezwykle interesującej grupy materiałów inteligentnych. Znane są one od ubiegłego stulecia jednakże trudno określić jednoznacznie początek badań nad efektem pamięci kształtu w nich występującym. Naukowcy równolegle odkrywali w różnych stopach niezwykle zachowanie materiału [4] w 1932 roku AuCd i FeNi, w 1938 roku CuZn. Regularne badania dotyczące termosprężystego martenzytu zostały opublikowane w 1949 przez Kurdjumova i Khandrosa [5]. W 1951 roku poprawnie wyjaśniono mechanizm efektu nadspężystości w stopie AuCd [6]. Stanowiło to początek nowej dziedziny badań - badań efektu pamięci kształtu w stopach metalicznych. W następnych latach efekt nadspężysty odkryto w stopach [4]: CuZn (1952 [7] i 1956 rok [8]), InTi (1953 [9] i 1954 rok [10]) i CuAlNi (1958 rok [11]). Wszystkie te badania miały charakter podstawowy. Praktyczne wykorzystanie termosprężystej przemiany martenzytycznej nastąpiło dopiero po 1963 roku kiedy to Buehler z współpracownikami odkrył zjawisko pamięci kształtu w stopie NiTi [12]. Dzięki temu odkryciu szerzej zainteresowano się wykorzystaniem stopów z pamięcią kształtu, gdyż zaowocowało ono pierwszym komercyjnym zastosowaniem SMA. Ze stopu NiTi skonstruowano złącze CryofitB kurczące się po wyjęciu z ciekłego azotu, które zastosowano do połączenia rurek hydraulicznych w myśliwcu Grumman F - 14 [13].

Obecnie znanych jest szereg stopów z pamięcią kształtu. Zaliczają się do nich np.: NiTi, CuZn, CuZnAl, CuZnGa, CuZnSn, CuZnSi CuAlNi, CuZnNi, AuCd i AlNi. Spośród wymienionych stopów z pamięcią kształtu największą popularnością cieszą się stopy na bazie NiTi, CuZnAl i CuAlNi ponieważ potrafią one odzyskać kształt przy dużym zniekształceniu, sięgającym kilku procent, lub wygenerować dużą zwrotną siłę. Powrót do oryginalnego kształtu odbywa się spontanicznie w wyniku działania temperatury.

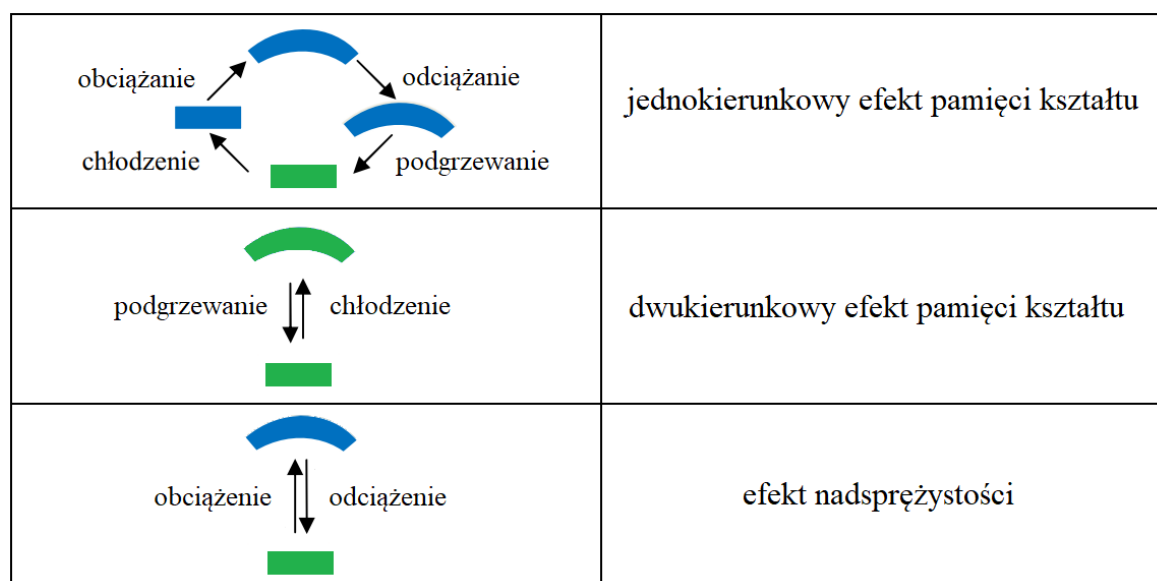
W miarę upływu czasu rośnie zainteresowanie wykorzystaniem niezwykle właściwości SMA w różnych dziedzinach nauki, przemysłu i medycyny. Jednak długoletnie badania i różnorodny udział stopów NiTi na rynku nie oznaczają, że procesy w nich zachodzące zostały w pełni poznane.

## 2.1. Właściwości funkcyjne stopu NiTi

Stop NiTi o składzie chemicznym zbliżonym do równoatomowego należy do stopów z pamięcią kształtu. Reprezentują one grupę stopów wykazujących zdolność odzysku wcześniej zdefiniowanego kształtu pod wpływem temperatury bądź przyłożonego naprężenia. Zjawisko to zachodzi w wyniku odwracalnej, termosprężystej przemiany martenzytycznej. Zachodzi ona, gdy odkształcenie postaciowe jest akomodowane sprężystością. W wyniku tego staje się możliwe odwracalne przemieszczenie granicy rozdziału faz a więc przemiana jest odwracalna. W czasie chłodzenia rosnącą siłę napędową przemiany równoważy energia odkształcenia magazynowana w stopie w trakcie przemieszczania granicy rozdziału fazy. Energia ta ma znaczenie w procesie powrotu do oryginalnego kształtu podczas nagrzewania, jak również ponownego odkształcenia. Termosprężystością określa się stan równowagi pomiędzy energią swobodną ( $g_{ch}$ ) a energią sprężystą ( $g_{sp}$ ) [14].

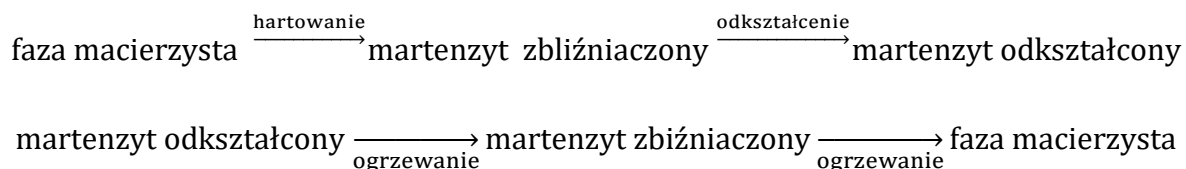
Można wyróżnić trzy niekonwencjonalne zachowania stopów SMA: jednokierunkowy efekt pamięci kształtu, dwukierunkowy efekt pamięci kształtu oraz efekt nadspężystości. Rysunek 1 zawiera schematyczne porównanie wyżej wymienionych efektów. Kolorem zielonym oznaczono zapamiętany kształt. W przypadku dwukierunkowego efektu pamięci kształtu zapamiętane są dwa kształty.

Rys. 1 Właściwości stopów z pamięcią kształtu.



### 2.1.1 Jednokierunkowy efekt pamięci kształtu

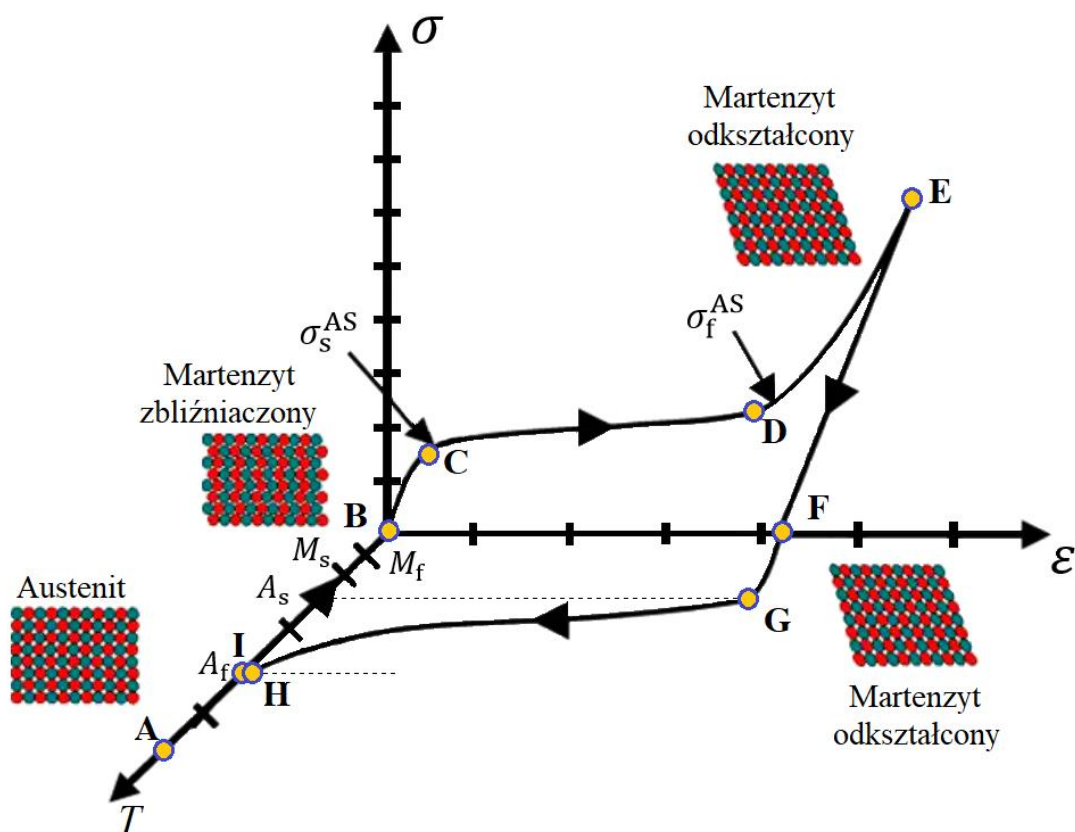
Jednokierunkowy efekt pamięci kształtu można przedstawić schematycznie w następujący sposób [14]:



Występuje on, gdy materiał jest odkształcany w temperaturze niższej od temperatury końca przemiany martenzytycznej ( $M_f$ ), a całkowity odzysk oryginalnego kształtu zachodzi w temperaturze wyższej od temperatury końca przemiany austenitycznej ( $A_f$ ).

Zależność odkształcenia,  $\varepsilon$ , w funkcji zewnętrznego naprężenia,  $\sigma$ , i temperatury,  $T$ , materiału wykazującego jednokierunkowy efekt pamięci kształtu została przedstawiona na poniższym rysunku (rys. 2). Stop w stanie wyjściowym, czyli znajdującym się w fazie macierzystej - austenitycznej (punkt A) musi zostać schłodzony do temperatury końca przemiany martenzytycznej. Podczas chłodzenia bez naprężenia zewnętrznego początkowo osiąga on temperaturę, w której rozpoczyna się przemiana martenzytyczna  $M_s$ , w wyniku której zbliźniaczony martenzyt zastępuje austenit. Przemiana jest zakończona, gdy zostanie osiągnięta wspomniana temperatura końca przemiany martenzytycznej  $M_f$ . Stop znajduje się wtedy wyłącznie w fazie martenzytycznej (punkt B). Wówczas przykładane jest zewnętrzne naprężenie. Wynikiem tego jest rosnąca część krzywej na odcinku BC. Na kolejnym odcinku - CDE następuje reorientacja płytek martenzytu zbliźniaczonego. Rozpoczyna się ona w momencie przyłożenia obciążenia przekraczającego poziom naprężenia początku przemiany martenzytycznej ( $\sigma_s^{AS}$ ). Reorientacja ta prowadzi do przemiany martenzytu zbliźniaczonego w martenzyt odkształcony (rys. 2 punkt E). Stop pozostaje odkształcony, nawet po całkowitym odciążeniu (punkt F), które następuje w temperaturze niższej od  $M_f$ . W punkcie F martenzyt odkształcony utrzymuje pozornie niesprężyste odkształcenie, zwane resztkowym, które można usunąć poprzez ogrzanie stopu do temperatury wyższej od  $A_s$ . Właśnie w tej temperaturze zaczyna się zanik odkształcenia stopu (punkt G) i trwa do osiągnięcia temperatury  $A_f$  (punkt I). W wyniku tej przemiany martenzyt odkształcony powraca do krystalicznej fazy austenitu, czyli do wcześniej zdefiniowanego kształtu. Zwiększając nadal temperaturę, materiał w całości powróci do początkowej fazy (punkt A).

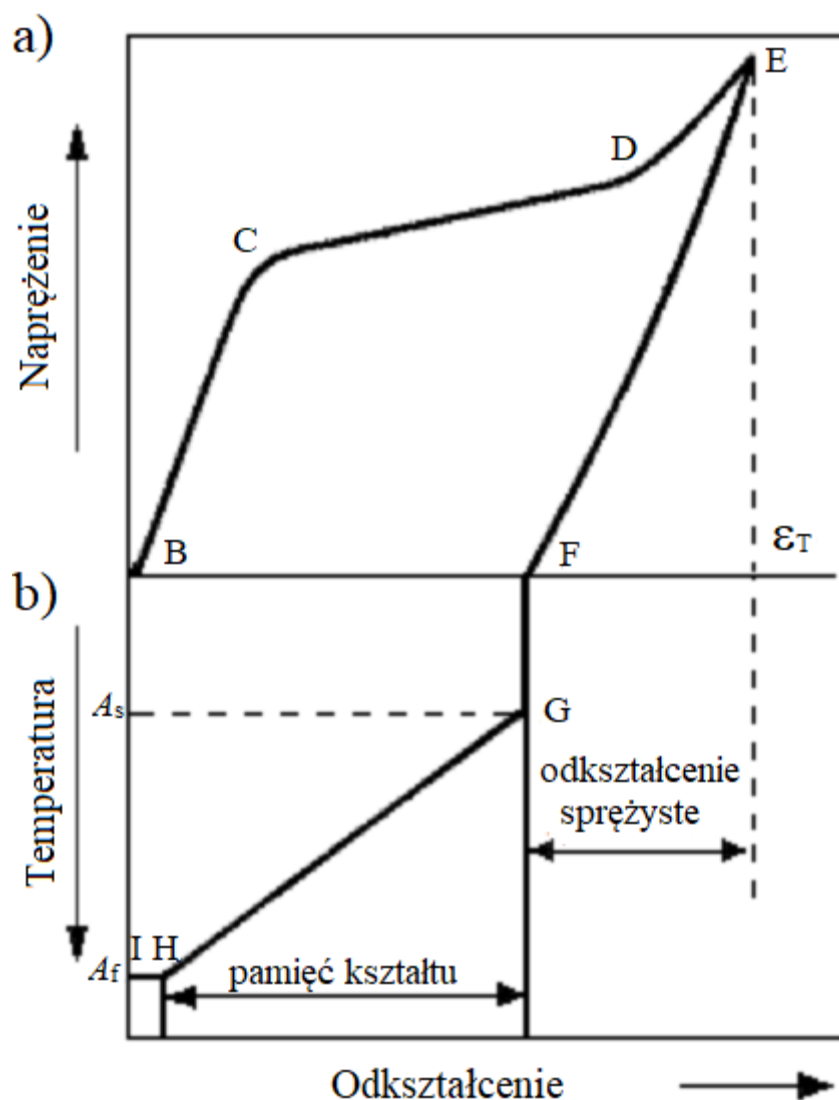
Ze względu na jednokierunkowy charakter procesu nie nastąpi ponowna zmiana kształtu podczas ponownego chłodzenia do temperatury niższej od  $M_f$ . Powtórzenie przebiegu jednokierunkowego efektu pamięci kształtu można uzyskać tylko poprzez ponowne odkształcenie stopu będącego w fazie martenzytu zbliźniaczonego.



Rys. 2 Schemat przebiegu jednokierunkowego efektu pamięci kształtu w układzie  $\sigma - T - \varepsilon$ .

Jeżeli wystąpi odkształcenie plastyczne martenzytu to powrót do wcześniej zdefiniowanego kształtu nie będzie całkowity (Rys. 3) nawet pomimo nagrzania stopu powyżej temperatury  $A_f$ . Całkowite odkształcenie stopu zachodzi w wyniku [14]:

- zaniku odkształcenia sprężystego martenzytu (odcinek EF),
- odkształcenia podczas odwrótnej przemiany martenzytycznej (odcinek GH),
- nieodwracalnego odkształcenia plastycznego (odcinek HI).

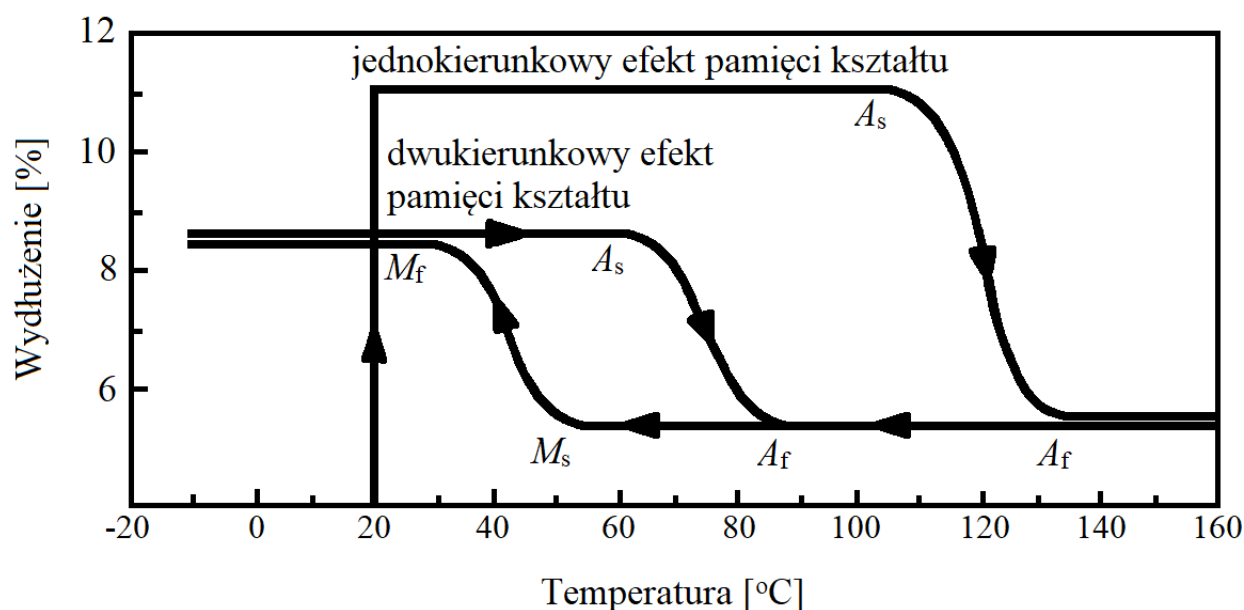


Rys. 3 Przebieg jednokierunkowego efektu pamięci kształtu: izotermiczny wzrost i spadek przyłożonych naprężeń a), powrót do pierwotnego kształtu w czasie nagrzewania b) [14]. Użyto oznaczeń poszczególnych punktów takich jak na rysunku 1.

Istnieje pewna graniczna wartość zadawanego odkształcenia,  $\epsilon_L$ , po przekroczeniu której odkształcenie przestaje być odwracalne [15]. W zależności od rodzaju stopu wartość ta mieści się w przedziale od 5 do 10% [14] [16]. Efekt ten jest związany z przekroczeniem granicy sprężystości podczas odkształcenia martenzytu.

## 2.1.2 Dwukierunkowy efekt pamięci kształtu

W przeciwieństwie do jednokierunkowego efektu pamięci kształtu w dwukierunkowym efekcie pamięci kształtu (TWSME - ang. *Two Way Shape Memory Effect*) zmiana kształtu stopu następuje zarówno podczas grzania jak i chłodzenia. Porównanie obu efektów pamięci kształtu zostało zaprezentowane na poniższym rysunku (rys. 4). W przypadku jednokierunkowego efektu pamięci kształtu obserwuje się większą deformację materiału o około 2 - 4% [17].



Rys. 4 Porównanie jednokierunkowego i dwukierunkowego efektu pamięci kształtu. Opracowano na podstawie [14].

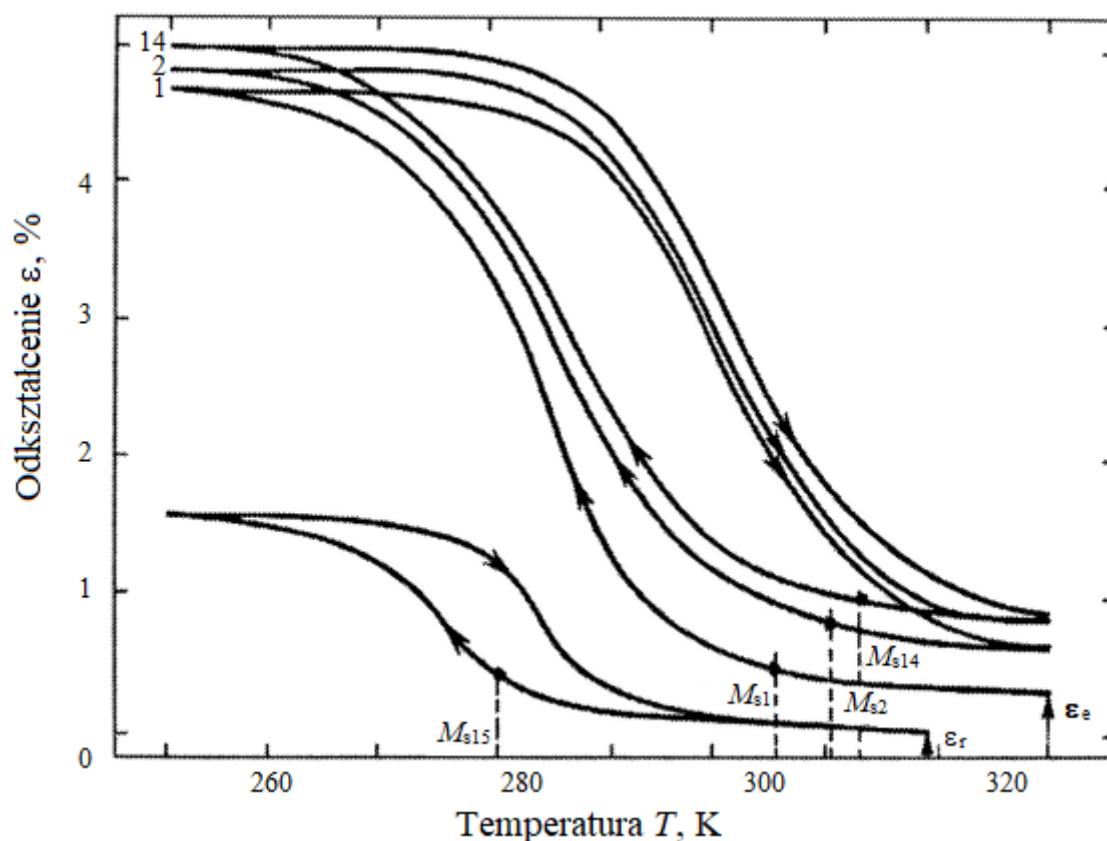
Materiał wykazujący TWSME ma zdolność do zapamiętania dwóch różnych kształtów: wysokotemperaturowego w fazie austenitycznej i niskotemperaturowego w fazie martenzytycznej. W odpowiedniej temperaturze może on powracać do jednego z zapamiętanych kształtów przy czym zmiana odkształcenia występująca między nimi może osiągać nawet 3 - 4% [4]. Dwukierunkowe efekty pamięci kształtu uzyskuje się w wyniku poddania stopu odpowiedniemu „treningowi” za pomocą obróbki termomechanicznej. W trakcie tej obróbki generowane są wewnętrzne naprężenia oraz są tworzone trwale uporządkowane defekty. Zachodzi to podczas powtarzanych przemian martenzytycznej i odwrotnej w zakresie temperatur  $M_f$  -  $A_f$  w trakcie chłodzenia i grzania próbki. Te wewnętrzne naprężenia powodują, że podczas przemiany martenzytycznej dochodzi do formowania



określonego wariantu płytek martenzytu. Prowadzi to do anizotropowych, makroskopowych zmian kształtu. Wytworzone trwałe defekty utrzymują stałe wewnętrzne naprężenia, które pozwalają na utworzenie preferowanego wariantu martenzytu bez konieczności przyłożenia zewnętrznych naprężeń. Dopóki uprzywilejowane zarodki martenzytu nie ulegną zniszczeniu poprzez wyżarzanie w wysokich temperaturach lub podczas przemiany odwrotnej to procesy chłodzenia i ogrzewania wpływające na zmiany kształtu stopu mogą powtarzać się wielokrotnie w sposób cykliczny. Na poniższym rysunku (rys. 5) przedstawiono przykład cyklicznych przemian. Zostały one zilustrowane za pomocą krzywych odkształcenia w funkcji temperatury. Początkowo przebiegi są niepowtarzalne. Jednak po wykonaniu pewnej ilości cykli przemian w zakresie temperatur  $M_f - A_f$  można otrzymać powtarzalną krzywą histerezy. W przytoczonym przykładzie powtarzalną pętlę histerezy uzyskano w piętnastym cyklu. Analiza przedstawionych na poniższym rysunku zależności pozwala wyciągnąć następujące wnioski [14]:

- odkształcenie w fazie martenzytycznej  $\varepsilon_e$  wzrasta wraz ze wzrostem odkształcenia w fazie austenitycznej  $\varepsilon_0$ ,
- w wyniku „treningu” wzrasta temperatura  $M_s$ ,
- w fazie austenitycznej występuje odkształcenie reszkowe  $\varepsilon_r$ .

Przypuszcza się, że odkształcenie reszkowe jest rezultatem zaindukowanego wewnętrznego naprężenia wraz z dwukierunkowym efektem pamięci kształtu. Naprężenie to zastępuje naprężenia zewnętrzne podczas formowania określonych wariantów martenzytu [14] [18]. Odkształcenie reszkowe obserwuje się w czasie chłodzenia próbki.



Rys. 5 Temperaturowa zależność odkształcenia w kolejnych cyklach „treningu” dwukierunkowego efektu pamięci kształtu:  $M_{s0}$  - temperatura początku przemiany martenzytycznej próbki wyjściowej,  $M_{s1}$ , ...,  $M_{s14}$  - temperatury początku przemiany poszczególnych cykli „treningu”;  $M_{s15}$  - powtarzalna pętla dwukierunkowego efektu pamięci kształtu [14].

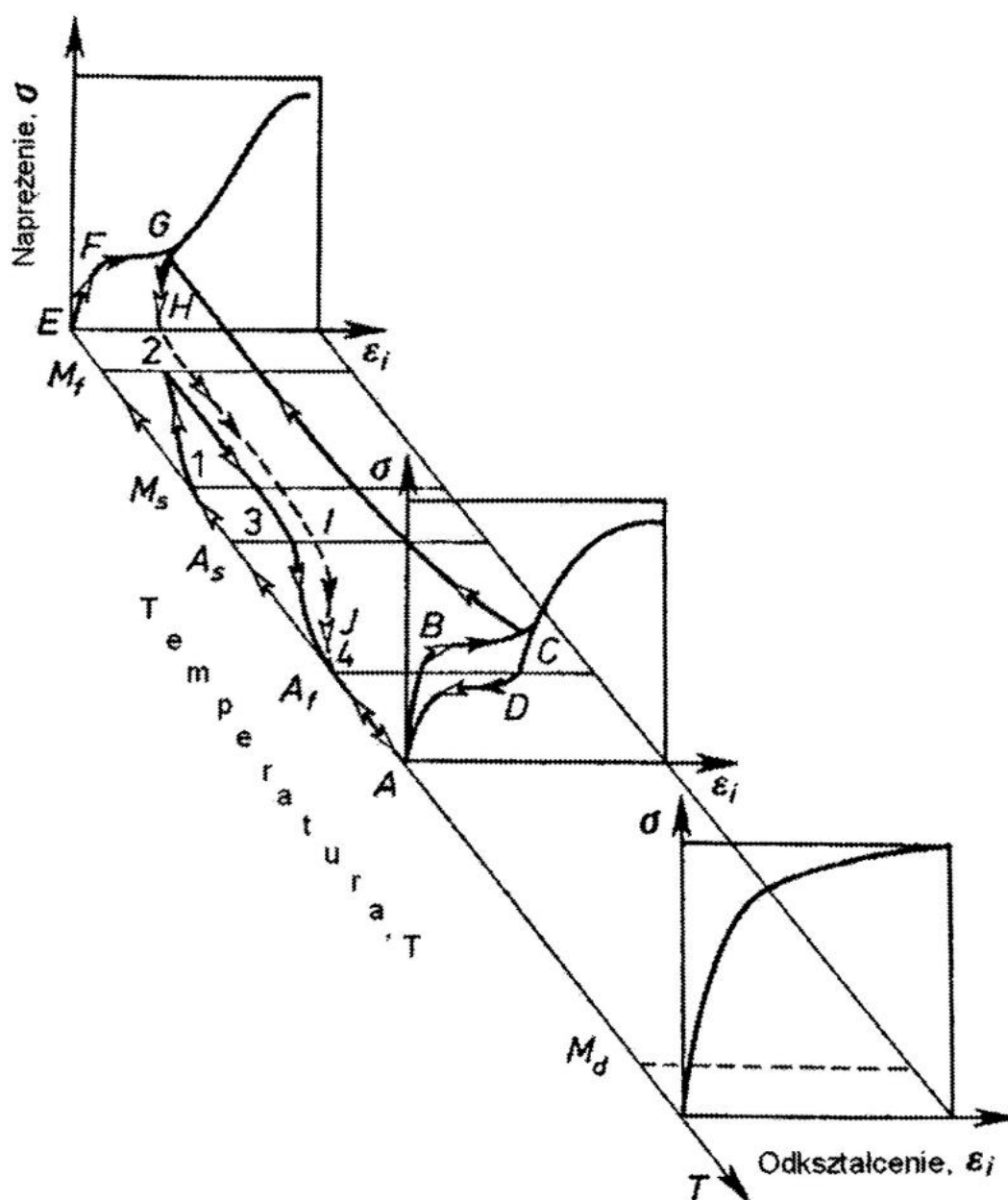
Natomiast pozostałe odkształcenie jest związane z dyslokacjami w próbkach o zaindukowanym TWSME. Rys. 6 prezentuje najczęściej używane sposoby generowania dwukierunkowego efektu pamięci kształtu [14].

Pierwszym sposobem jest odkształcenie stopu w fazie martenzytycznej a następnie ogrzanie go do temperatury powyżej  $A_f$ , a zaraz po tym ochłodzenie poniżej  $M_f$ . W wyniku przeprowadzenia dostatecznie dużej ilości powtórzeń tej procedury lub zastosowania odpowiednio dużego odkształcenia zostanie wygenerowany dwukierunkowy efekt pamięci kształtu. Metoda ta została opisana na poniższym rysunku (rys. 6) następującą ścieżką: EFGHIJ12.

W kolejnej metodzie odkształcenie stopu następuje w fazie austenitu, czyli powyżej  $A_f$ . Odkształcenie to powoduje wygenerowanie martenzytu pod wpływem przyłożonego

naprężenia zewnętrznego. W ten sposób został wywołany efekt nadspężystości. Wielokrotne powtarzanie tego procesu prowadzi do zaindukowania dwukierunkowego efektu pamięci kształtu. Przebieg tej metody indukowania TWSME przedstawiono na poniższym rysunku (rys. 6) korzystając ze ścieżki ABCD.

Następna z metod polega na połączeniu dwóch powyższych. Stop odkształcony powyżej temperatury  $A_f$  zostaje schłodzony do temperatury niższej od  $M_f$ . W procesie chłodzenia stop jest poddawany zewnętrznemu naprężeniu. Jest to najskuteczniejsza metoda generowania dwukierunkowego efektu pamięci kształtu. Na rysunku 6 reprezentuje ją ścieżka EABCGH.



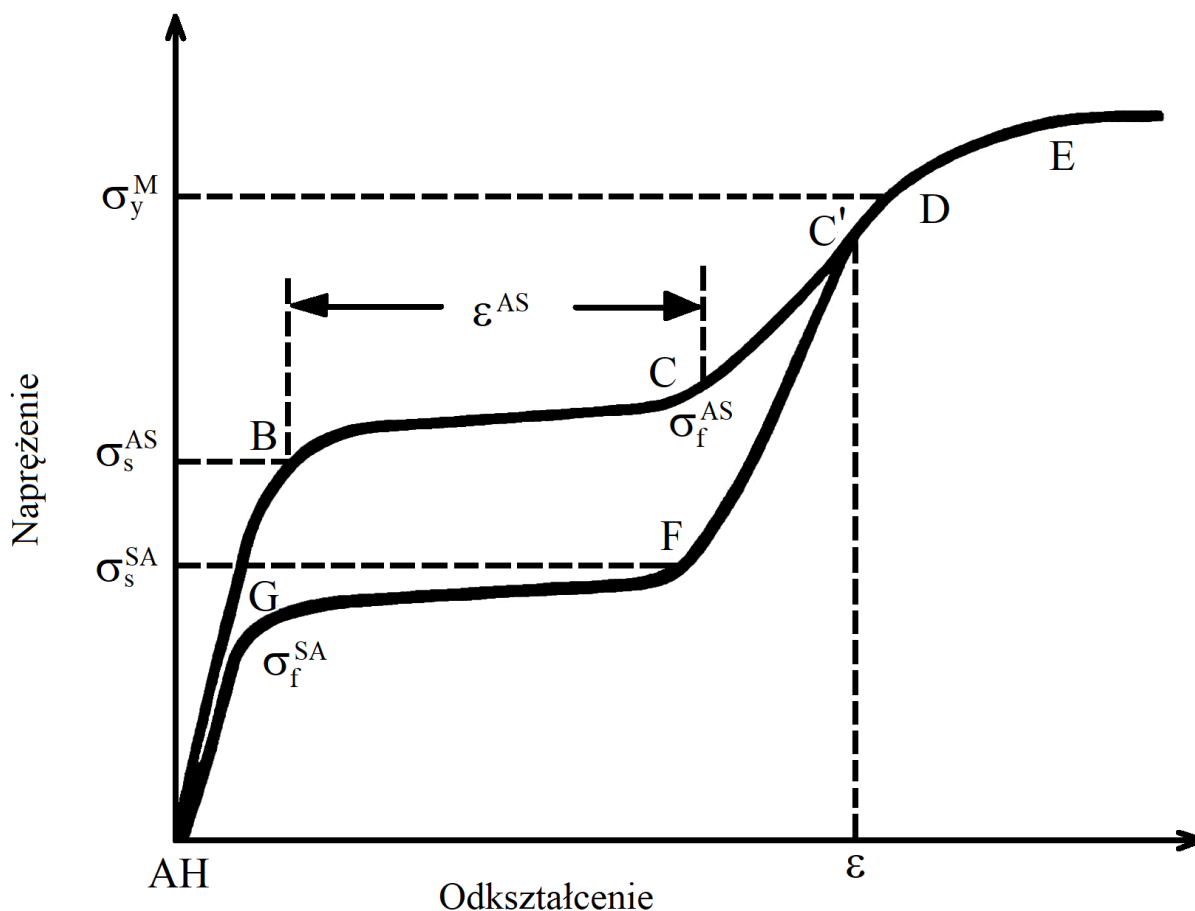
Rys. 6 Porównanie metod indukowania dwukierunkowego efektu pamięci kształtu [14].

Bez względu na to jakiego użyto sposobu do uzyskania dwukierunkowego efektu pamięci kształtu należy pamiętać, że przeprowadzone procesy termomechaniczne prowadzą również do pewnych efektów wtórnych. „Trening” może spowodować zmianę wielkości histerezy, zmianę temperatur przemiany a także może zmniejszyć makroskopowe odkształcenia materiału w czasie przemiany [19]. Dlatego bardzo istotne jest określenie optymalnych warunków przeprowadzania procesów termomechanicznych. Zbyt duża ilość powtórzeń „treningu” może wywołać niepożądane efekty i zmniejszyć jego skuteczność. Natomiast zastosowanie zbyt małej ilości powtórzeń spowoduje małą powtarzalność dwukierunkowego efektu pamięci kształtu.

### 2.1.3 Efekt nadspężystości

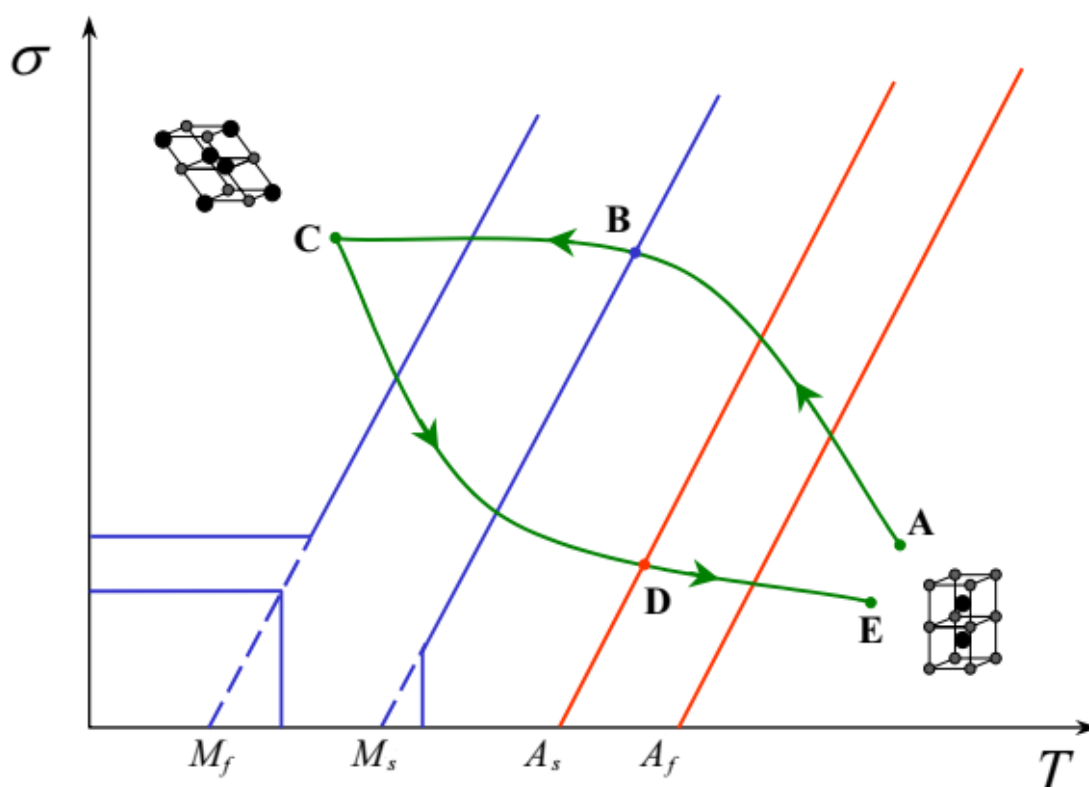
Efekt nadspężystości jest kolejną właściwością stopów z pamięcią kształtu, która występuje w momencie, gdy stop zostaje obciążony i odciążony w zakresie temperatur  $A_f < T < M_d$ . Efekt ten związany jest z odwracalną przemianą martenzytyczną indukowaną zewnętrznym naprężeniem oraz powrotem do fazy macierzystej po odciążeniu. W wyniku tej przemiany powstaje martenzyt indukowany naprężeniem (SIM - ang. *Stress - Induced Martensite*). Jego powstanie wiąże się z nadspężystym odkształceniem mogącym wynosić od kilku do kilkunastu procent. Odkształcenie to całkowicie zanika po odciążeniu stopu [14]. Rys. 7 przedstawia schemat efektu nadspężystego, na którym pierwszy odcinek krzywej oznaczony punktami A i B wykazuje początkowe sprężyste odkształcenie fazy austenitycznej. Zazwyczaj austenit jest stabilny, gdy nie działa na niego żadne zewnętrzne naprężenie. Jednak w przypadku, gdy zostanie osiągnięte krytyczne naprężenie na poziomie  $\sigma_s^{AS}$ , odpowiadające początkowi przemiany martenzytycznej (pkt B), tworzy się pierwsza płytka martenzytu. W wyniku zwiększenia deformacji zaczyna tworzyć się martenzyt generowany naprężeniem. Faza martenzytyczna ma zdolność do reorientacji płytek w trakcie przemiany. Odbywa się to przy stałym naprężeniu, któremu towarzyszą duże odkształcenia. W ten sposób powstaje plateau naprężenia dla zależności naprężenia od odkształcenia. Nachylenie odcinka BC reprezentuje miarę oporu przebiegu przemiany. O wyborze wariantów orientacji płytek martenzytu decyduje kierunek obciążenia jak również orientacji kryształów lub tekstury. Generowany jest wariant martenzytu wykazujący maksymalne odkształcenie. Przemiana zostaje całkowicie zakończona w punkcie C, w którym zastosowane naprężenie osiąga

wartość  $\sigma_f^{AS}$ . Wówczas w całości materiał znajduje się w fazie martenzytycznej. Dalszy wzrost naprężenia wywołuje odkształcenie sprężyste. Zostało to zilustrowane za pomocą odcinka CC'. W punkcie D zostaje osiągnięta granica plastyczności martenzytu  $\sigma_y^M$ . Powyżej tego punktu następuje odkształcenie plastyczne poprzez przemieszczanie się dyslokacji aż do momentu zerwania próbki. Jeżeli materiał zostanie odciążony przed osiągnięciem granicy plastyczności np. w punkcie C' wtedy odkształcenie zmniejsza się w kilku etapach. Pierwszym etapem odzysku kształtu jest odcinek C'F, który odpowiada sprężystemu odciążaniu martenzytu. Należy pamiętać, że SIM jest stabilny, gdy działa na niego naprężenie zewnętrzne. Dlatego w trakcie odciążania po osiągnięciu w punkcie F poziomu naprężenia  $\sigma_s^{SA}$  rozpoczyna się przemiana odwrotna. Zaczyna ubywać martenzytu na rzecz austenitu aż do całkowitej przemiany w fazę macierzystą w punkcie G przy wartości naprężenia  $\sigma_f^{SA}$ . Dalsze odciążanie materiału w fazie austenitycznej powoduje całkowity zanik odkształcenia (punkt H). Ze względu na różnicę pomiędzy  $\sigma_f^{AS}$  i  $\sigma_s^{SA}$  oraz pomiędzy  $\sigma_s^{AS}$  i  $\sigma_f^{SA}$  otrzymujemy pętlę histerezy na zależności odkształcenia od naprężenia.



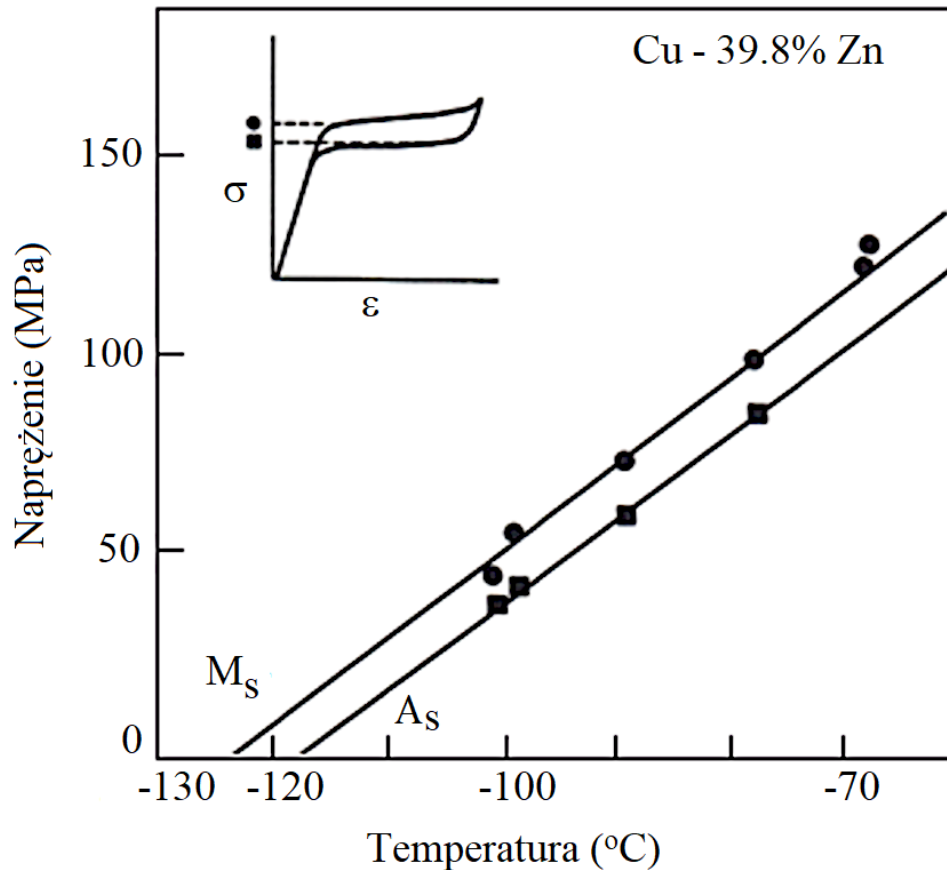
Rys. 7 Schemat efektu nadspężystości. Opracowano na podstawie [14].

Rys. 8 przedstawia zmianę struktury stopu wywołaną zmianą temperatury. Stan wyjściowy próbki, czyli fazę macierzystą oznaczono punktem A. W procesie chłodzenia przemiana martenzytyczna rozpoczyna się w  $M_s$  (punkt B). Powstawanie zbliżniaczonych wariantów martenzytu prowadzi do przemiany w martenzyt odkształcony (punkt C). W procesie grzania przemiana odwrotna rozpoczyna się w momencie, gdy zostanie osiągnięta temperatura  $A_s$  (punkt D) i trwa aż do temperatury  $A_f$  (punkt E). Powyżej temperatury  $A_f$  próbka w fazie austenicznej odzyskuje wcześniej zdefiniowany kształt.



Rys. 8 Temperaturowa zmiana struktury stopu SMA [19].

Napężenie  $\sigma^{AS}$  potrzebne do wywołania przemiany generującej martenzyt indukowany napężeniem wzrasta w sposób linowy wraz ze wzrostem temperatury, jak pokazano na poniższym rysunku (rys. 9).



Rys. 9 Zależność naprężeń początków przemian austenit - martenzyt i martenzyt - austenit od temperatury dla stopu Cu-39,8% Zn [20].

Liniową zmienność naprężenia początku przemiany od temperatury można opisać za pomocą równania Clausiusa-Clapeyrona w następujący sposób [14]:

$$\frac{d\sigma}{dT} = - \frac{\rho \Delta H}{\varepsilon_l T} \quad (1)$$

gdzie:

$\sigma$  - jednoosiowe naprężenie wywołujące przemianę,

$T$  - temperatura przemiany,

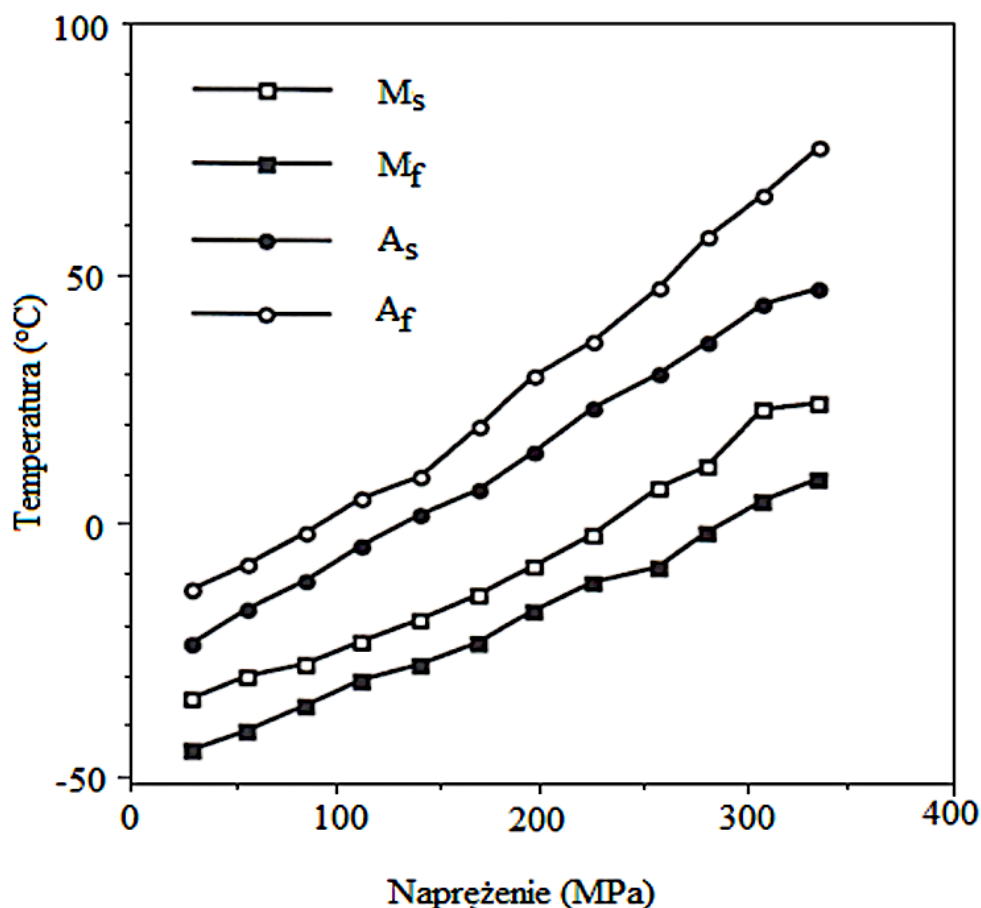
$\varepsilon_l$  - odkształcenie przemiany w kierunku przyłożonego naprężenia,

$H$  - entalpia przemiany,

$\rho$  - gęstość.

Dla wielu systemów SMA zgodność zależności naprężenia początku przemiany od temperatury z równaniem Clausiusa - Clapeyrona jest bardzo dobra. Równanie Clausiusa

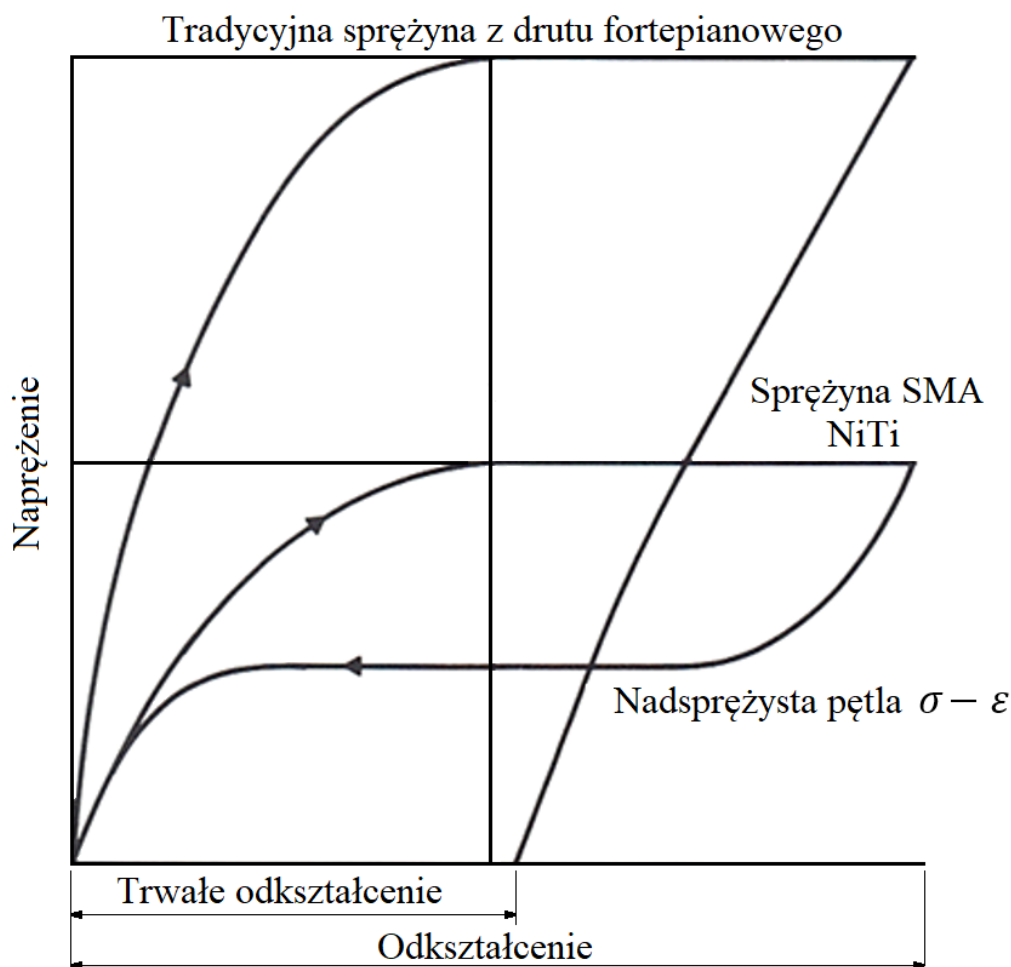
- Clapeyrona stosuje się zarówno w przypadku izotermicznym jak i nieizotermicznym. Dla obu początków przemian nachylenia prostych ( $d\sigma/dT$ ) są sobie równe. Zewnętrzne naprężenie jednakowo przesunęło wszystkie temperatury przemian co zostało zaprezentowane na rys. 10.



Rys. 10 Zależność temperatur  $M_s$ ,  $M_f$ ,  $A_s$  i  $A_f$  od naprężenia dla stopu Cu-Zn-Al-Mn [20].

Materiały wykazujące efekt nadspężystości mogą być wielokrotnie odkształcane w dużo większym stopniu niż tradycyjne stopy bez wywoływania odkształcenia plastycznego, z którym związane jest zmęczenie materiału [21]. Rys. 11 przedstawia nadspężystą charakterystykę naprężenia od odkształcenia dla tradycyjnego stopu, reprezentowanego przez drut fortepianowy oraz sprężynę wykonaną ze stopu NiTi. Łatwo zauważyć, że w przypadku dużych odkształceń, odkształcenie stopu z pamięcią kształtu jest całkowicie odzyskiwane. W przypadku drutu z tradycyjnego stopu, który został odkształcony w tym samym zakresie co sprężyna NiTi, można odzyskać tylko część odkształcenia, ponieważ drut uległ trwałemu odkształceniu.





Rys. 11 Porównanie charakterystyk sprężyn wykonanych z nadsprężystego stopu NiTi i tradycyjnego drutu fortepianowego [20].

Właściwości sprężyste stopu NiTi są związane ze zmianą struktury kryształu pod wpływem przyłożonego naprężenia. Zjawisko nadsprężystości jest obserwowane w różnych zakresach temperatur zależnych od składu każdego stopu. Jednak największą zdolność stopu wykazującego efekt nadsprężystości do „regeneracji” można uzyskać w pobliżu temperatury  $A_f$ . Na efekt nadsprężystości duży wpływ oprócz składu chemicznego stopu ma również temperatura otoczenia oraz historia obróbki materiału. W przypadku, gdy nie można wyindukować martenzytu za pomocą naprężenia oznacza to, że znajdujemy się w temperaturze powyżej  $M_d$  [21].

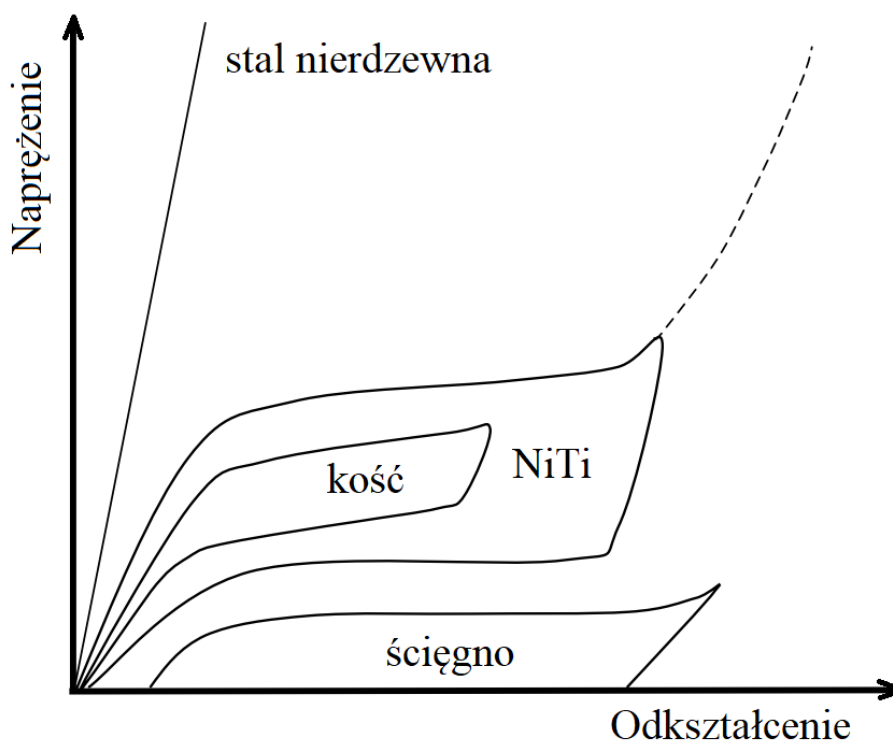
## 2.2. Biokompatybilność i biomechaniczna zgodność

Biokompatybilność jest to zdolność materiału do wywoływania właściwej odpowiedzi biologicznej przy danym konkretnym zastosowaniu w organizmie. Materiał ten powinien pozostawać nieszkodliwym podczas całego procesu leczenia. Taki materiał nie może wywoływać żadnych reakcji alergicznych czy też zapalenia tkanek żywych. Reakcje alergiczne mogą powstać w wyniku wielu różnych aspektów związanych z cechami osobniczymi pacjenta takimi jak np. stan zdrowia czy wiek i cechami materiału z którego wykonano implant (np. uwalnianie toksycznych pierwiastków z materiału, porowatość czy chropowatość powierzchni). Należy zwrócić uwagę na to, że pierwiastki toksyczne mogą być zawarte w biomateriale. Nie mogą natomiast być z niego uwalniane. Biokompatybilność klamer do osteosyntezy w znacznym stopniu zależy od ich właściwości mechanicznych.

Przedmiotem badań niniejszej pracy jest zastosowanie metody elementów skończonych do optymalizacji właściwości mechanicznych wykazujących efekt nadsprężystości klamer do osteosyntezy. Najpowszechniejszym stopem wykazującym efekt nadsprężystości jest stop NiTi. Przypuszcza się, że stop NiTi jest alergizujący, toksyczny, wywołujący degradację tkanek mięśniowych i nawet rakotwórczy a za przyczynę tego uznaje się uwalnianie w wyniku korozji jonów niklu. Nikiel jest powszechnie uważany za pierwiastek toksyczny [14] [21] [22] [23] [24] [25]. Z tego względu przeprowadzono wiele badań w celu identyfikacji zagrożeń, które wiążą się z uwalnianiem składników ze stopu NiTi w organizmie żywym. W przeciwieństwie do niklu, tytan jak i jego związki nie jest zaliczany do materiałów toksycznych. Wynika to z bardzo szybkiej reakcji utleniania zachodzącej na powierzchni tytanu. Dzięki temu implant wykonany z tytanu jest otoczony nieszkodliwą warstwą  $\text{TiO}_2$  o grubości od 2 nm do 1  $\mu\text{m}$  [22]. W przypadku uszkodzenia powierzchni implantu następuje natychmiastowa repasywacja w obecności tlenu lub wody [14] [21] [22] [26]. Również na powierzchni stopów NiTi tytan ulega pasywacji tworząc powłokę  $\text{TiO}_2$ . Stanowi ona barierę dla uwalniania jonów Ni ze stopu. Pomimo istnienia tej bariery może nastąpić w wyniku korozji stopu uwalnianie jonów niklu [22] [27] [28] [29] [30] [31]. Uwolnione w wyniku korozji jony mogą być wchłaniane przez tkanki organizmu. Rozważając absorpcję jonów niklu należy wziąć pod uwagę, że jest on jednym ze śladowych pierwiastków niezbędnych do prawidłowego funkcjonowania organizmu. Niedobór niklu może prowadzić do szkodliwych skutków i patologicznych konsekwencji. Człowiek przyjmuje nikiel wraz z posiłkami, podczas oddychania i w wyniku kontaktu skóry z przedmiotami zawierającymi ten pierwiastek. Raport WHO z 1998 roku [32], dotyczący jakości wody pitnej podaje, że dzienne spożycie niklu wynosi od 82 do 406  $\mu\text{g}$  na

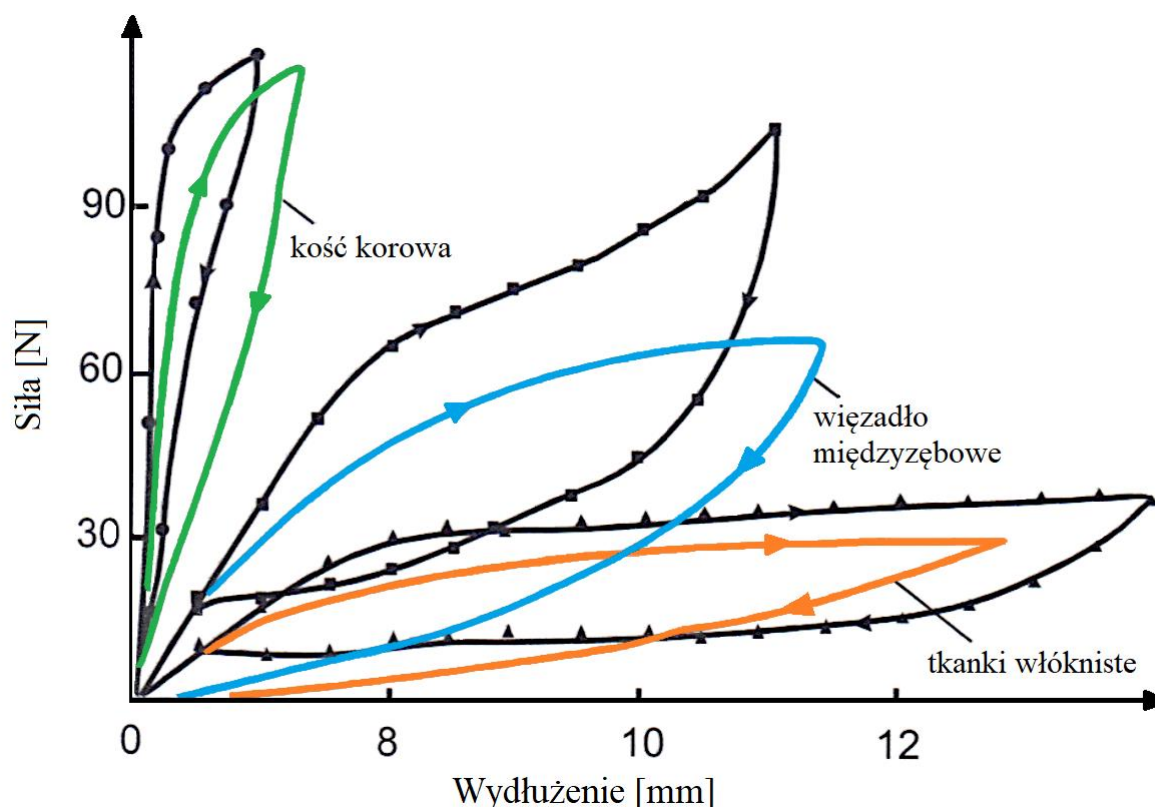
osobę. Ilość spożywanego niklu jest związana z indywidualną dietą oraz z zanieczyszczeniem środowiska wodnego. Osoby, które spożywają dużo orzechów, ziaren zbóż, suszonej fasoli, zielonego groszku i czekolady mogą mieć znacznie wyższe dzienne spożycie niklu dochodzące nawet do 900  $\mu\text{g}$ . Tylko niewielka część spożywanego niklu (około 1%) jest absorbowana do organizmu. U zdrowego człowieka średnie stężenie niklu w surowicy jest mniejsze od 0,2  $\mu\text{g/l}$  [33]. Większość spożywanego niklu bo aż 90% wydalana jest z moczem a niewielka część z kałem. Stężenie niklu w moczu zdrowego człowieka wynosi od 1 do 3  $\mu\text{g/l}$  [33]. Stop NiTi jest związkiem międzymetalicznym, w którym siły wiążące atomy są znacznie silniejsze niż na przykład w stali nierdzewnej, gdzie nikiel jest składnikiem roztworu stałego. Sprawia to, że uwalnianie niklu ze stopu NiTi do środowiska biologicznego jest znacznie mniejsze niż ze stali nierdzewnej. Ilość uwalnianego niklu do organizmu jest niższa od krytycznego poziomu wywołującego alergię (600 – 2500  $\mu\text{g}$ ). Oszacowano, że z całego aparatu ortodontycznego uwalnia się 131,6  $\mu\text{g}$  na dzień a więc jest to ponad cztery razy mniej od ilości wywołującej alergię [31]. Nie odnotowano żadnego przypadku reakcji nadwrażliwości na skutek stosowania Nitinolu w jamie ustnej pacjenta [34]. Badania polaryzacji w roztworze soli fizjologicznej niejednokrotnie potwierdziły, że stop NiTi jest co najmniej równie trwały i odporny na korozję co stal nierdzewna [17]. Liczne badania *in vitro* i *in vivo* wykazały bardzo dobrą biokompatybilność Nitinolu, podobną do innych obecnie akceptowanych biomateriałów [34], [35] [36] [37]. Przez długi okres czasu podczas projektowania i wyboru materiałów metalowych na implanty medyczne kierowano się głównie wysoką wytrzymałością mechaniczną i odpornością na korozję. Podczas procesu projektowania implantów należy zwrócić uwagę na prawidłowości w fizyko - mechanicznym zachowaniu tkanek żywych. Ważną kwestią przy projektowaniu biomateriałów wykorzystywanych do produkcji implantów medycznych jest znajomość mechanicznego zachowania się tkanek żywych, która stanowi podstawę do zapewnienia biomechanicznej zgodności implantu. Należy mieć na uwadze fakt, że implanty z wyższym modułem sprężystości wywierają większe naprężenia na kości i mogą je uszkadzać. Dlatego też ważny jest odpowiedni dobór modułu sprężystości materiału z którego jest wykonany implant. Dobra zgodność biomechaniczna wymaga by ten moduł był zbliżony do modułu sprężystości leczonej kości. Moduł sprężystości kości korowej wynosi 15 - 30 GPa [38] [39] [40], a kości gąbczastej 0,1 -1,5 GPa [41] [42]. Lite implanty wykonane ze stopu NiTi charakteryzują się niskim modułem Younga wynoszącym 28 - 41 GPa [41]. Natomiast porowate implanty NiTi mogą mieć znacznie mniejszy moduł sprężystości wynoszący od 0,67 do 0,84 GPa [41]. Ta obniżona wartość modułu Younga znacznie lepiej odpowiada wartości modułu sprężystości kości gąbczastej. Jest to istotne, gdyż umożliwia

wybór odpowiedniego obciążenia sprzyjającego regeneracji kości. Dlatego też implanty powinny być podobne w swoim mechanicznym zachowaniu do tkanek żywych, które stanowią złożone struktury i wykazują właściwości zarówno lepkie jak i sprężyste. Stop NiTi ma specyficzną zależność naprężenia od odkształcenia, która jest bardzo zbliżona kształtem do zależności  $\sigma - \varepsilon$  ludzkich kości (rys. 12). Umożliwia to na harmoniczne oddziaływanie implantu na kość podczas cyklicznego obciążenia organizmu pacjenta.



Rys. 12 Zależność naprężenia od odkształcenia różnych materiałów i tkanek [43].

Stopy NiTi potrafią samoistnie się rozprężyć i samoistnie się skurczyć co jest bardzo przydatne w przypadku implantów wewnątrznaczyniowych. Rys. 13 przedstawia przykład zależności naprężenia od odkształcenia przykładowych implantów NiTi oraz niektórych tkanek żywych. Zarówno implanty NiTi jak i tkanki charakteryzują się pętlą histerezy dzięki temu możliwa jest zgodność biomechaniczna implantów wykonanych z NiTi. Stal nierdzewna nie wykazuje charakterystycznej pętli histerezy powoduje to mniejszą zgodność biomechaniczną wykonanych z niej implantów w stosunku do implantów NiTi.



Rys. 13 Porównanie mechanicznego zachowania tkanek żywych i implantów NiTi. Krzywe z punktami odpowiadają implantom NiTi. Opracowano na podstawie [44] [45].

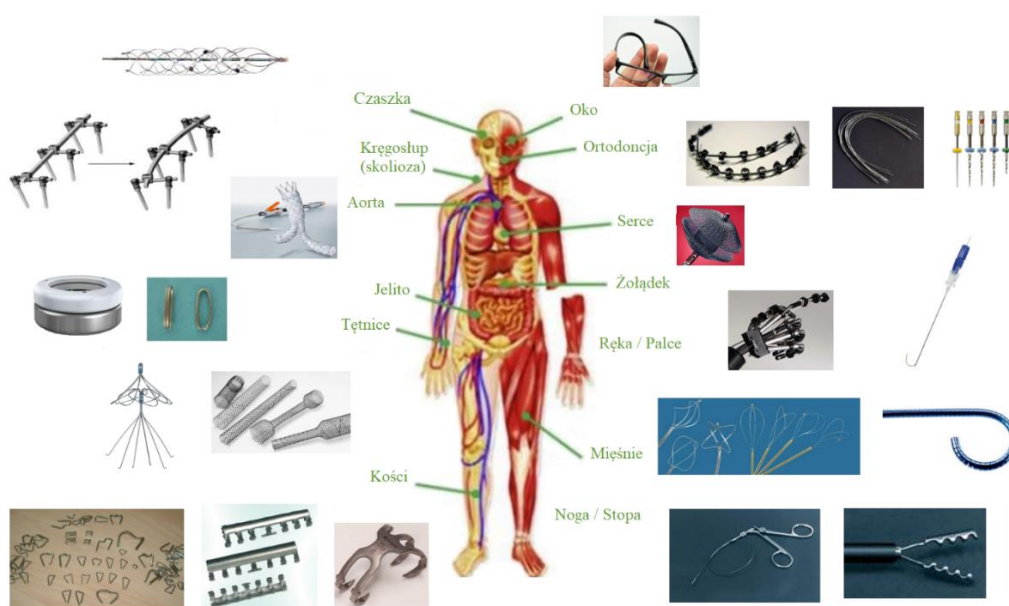
### 2.3. Zastosowanie stopów NiTi w medycynie

Pierwsze komercyjne wykorzystanie efektu pamięci kształtu miało miejsce w obszarze zastosowań inżynierskich po 1963 roku [12]. Johnson i Alicandri, jako pierwsi, podjęli próbę zastosowania stopu NiTi w medycynie na implanty medyczne - płytki kostne w 1968 roku [46], [47]. W latach siedemdziesiątych ubiegłego stulecia opublikowano pierwsze raporty z eksperymentalnych zastosowań stopów SMA w medycynie [47] [48] [49] [50]. Dopiero dziesięć lat później takie aplikacje zyskały uznanie w środowisku medycznym i rozpoczęto eksperymenty w zakresie zastosowań głównie w ortopedii i ortodoncji. W połowie lat 90-tych ubiegłego stulecia nastąpił przełom w medycynie związany z komercyjnym rozpowszechnieniem stentów wykonanych ze stopu NiTi.

Pomysł wykorzystania stopu NiTi na materiał biomedyczny okazał się bardzo fascynującym a zarazem niezwykle trafionym posunięciem ze względu na wykazywane przez ten stop właściwości, czyli nadspężystość i efekt pamięci kształtu. Ponadto, stopy nikiel - tytan

charakteryzują się bardzo dobrymi właściwościami mechanicznymi a ich wysoka odporność na korozję powoduje, że są także materiałem o wysokiej biokompatybilności. Połączenie tych cech sprawia, że stopy te znajdują zastosowanie w różnych obszarach techniki jako różnego typu złączki, siłowniki etc. ale przede wszystkim mają one szerokie, stale rosnące zastosowanie w medycynie. Nadsprężystość i efekt pamięci kształtu wykorzystuje się w implantach, urządzeniach, aparaturze medycznej i narzędziach medycznych. Zastosowanie stopów NiTi pozwala na znaczne uproszczenie konstrukcji, miniaturyzację aparatury oraz obniżenie kosztów produkcji. Stopy nikiel - tytan mają korzystne właściwości z punktu widzenia zastosowania ich do produkcji implantów medycznych. Dzięki dużej zdolności do odkształcenia sprężystego implanty takie mogą zmieniać kształt dopiero w narządach pacjenta pod wpływem ciepła ciała. Mają one również możliwość utrzymania stałego naprężenia, histerezy naprężeń oraz zdolność do dynamicznych oddziaływań. Implanty medyczne z tego stopu pozwalają na usprawnienie i uproszczenie wielu operacji jak również wprowadzania nowych technik operacyjnych. Prowadzi to do zmniejszenia ilości powikłań pooperacyjnych i skrócenia czasu hospitalizacji i rekonwalescencji.

W branży medycznej stopy z pamięcią kształtu są bardzo licznie wykorzystywane w trakcie leczenia pacjentów. Rys. 14 obrazuje przykłady zastosowania stopu NiTi w formie implantów, narzędzi bądź urządzeń stosowanych w organizmie ludzkim. Przy tak licznych aplikacjach niecelowe byłoby wymienianie i opisywanie ich wszystkich. Dlatego poniżej przedstawiono po krótko tylko kilka reprezentatywnych przykładów.



Rys. 14 Przykłady zastosowania implantów, urządzeń i narzędzi medycznych ze stopów NiTi.

Do prostych technicznie zastosowań stopów SMA można zaliczyć m.in. łuki ortodontyczne [51] [52] [53], które są stosowane do korekcji położenia zębów podczas leczenia ortodontycznego (rys. 15). Proces ten następuje w wyniku przebudowy kości pod wpływem siły wywieranej przez aparat ortodontyczny. Mechaniczne pobudzenie umożliwia przebudowę obszaru periodalnego. W celu uzyskania właściwego efektu klinicznego należy dobrać odpowiedni nacisk umożliwiający właściwą korekcję nieprawidłowego położenia zębów.



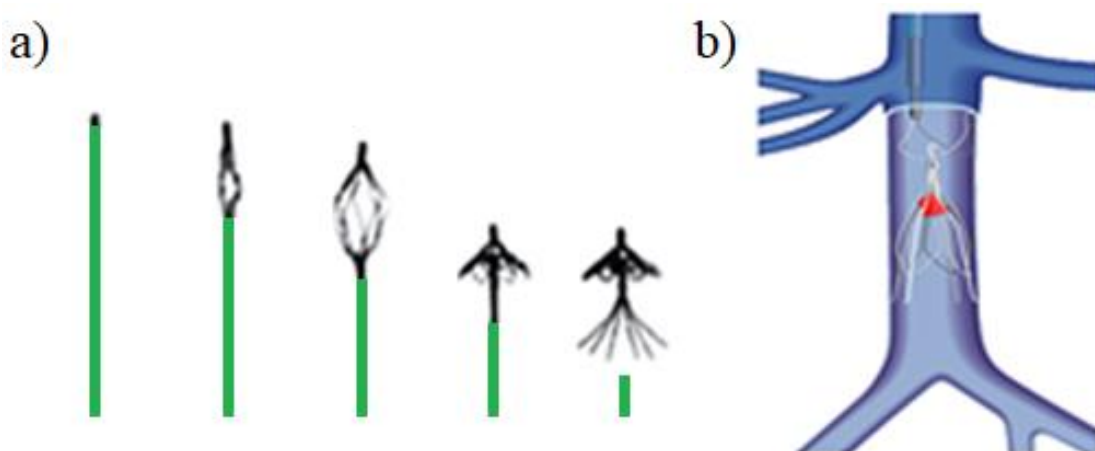
Rys. 15 Łuki ortodontyczne z Nitinolu do korekcji wadliwego zgryzu [54] [55].

Zastosowanie zbyt dużej siły prowadzi do obszaru intensywnego oddziaływania, które może spowodować uszkodzenie tkanek. Użycie zbyt małej siły uniemożliwia uzyskanie właściwego efektu klinicznego.

Do bardziej złożonych konstrukcji wykonanych z SMA należą filtry żyłne, które są stosowane w celu zapobiegania potencjalnym zatorom [56] [57] [58]. Ich zadaniem jest zatrzymanie i rozdrobnienie skrzepów krwi. Filtry takie o różnych kształtach są wykonane z drutu NiTi o średnicy 0,5 mm i długości 200 mm [59]. Filtr o zaprojektowanym kształcie jest hartowany w wodzie z lodem, a następnie odkształca się go poprzez prostowanie. Przyjmuje on wtedy zajmującą bardzo mało miejsca postać cylindryczną o średnicy około 2,0 – 2,5 mm [54] (rys. 16 a) W tej postaci wprowadza się go do żyły za pomocą cewnika, przez który przepływa roztwór soli utrzymujący filtr w niskiej temperaturze. Po uwolnieniu filtru z cewnika w docelowym miejscu pod wpływem ciepła ludzkiego ciała filtr zostaje ogrzany. W wyniku przemiany odwrotnej filtr powraca do swojego funkcjonalnego, pierwotnego kształtu. Staje się siatką o wielkości oczek ok. 2 mm (rys. 16 a). Po ukształtowaniu i zakotwiczeniu w żyłę filtr zaczyna spełniać swoją funkcję wyłapując i rozdrabniając przepływające skrzepy (rys. 16 b). Po wykonaniu zadania filtr może zostać usunięty



z organizmu (rys. 16 b) lub też może na stałe pozostać w żyły pacjenta, chroniąc go do końca życia.



Rys. 16 Zmiana kształtu filtru w trakcie wprowadzania go za pomocą cewnika do żyły pacjenta. Cewnik jest w kolorze zielonym. a) Schemat filtru skrzepów krwi i sposób jego usuwania b). Opracowane na podstawie [60] [61].

Kolejnym bardzo interesującym przykładem wykorzystania SMA do produkcji implantów jest implant Amplatza (ASO<sup>1</sup>) służący do zamknięcia ubytku w przegrodzie międzyprzedsionkowej (ASD<sup>2</sup>) typu otworu wtórnego [62] [63] [64].

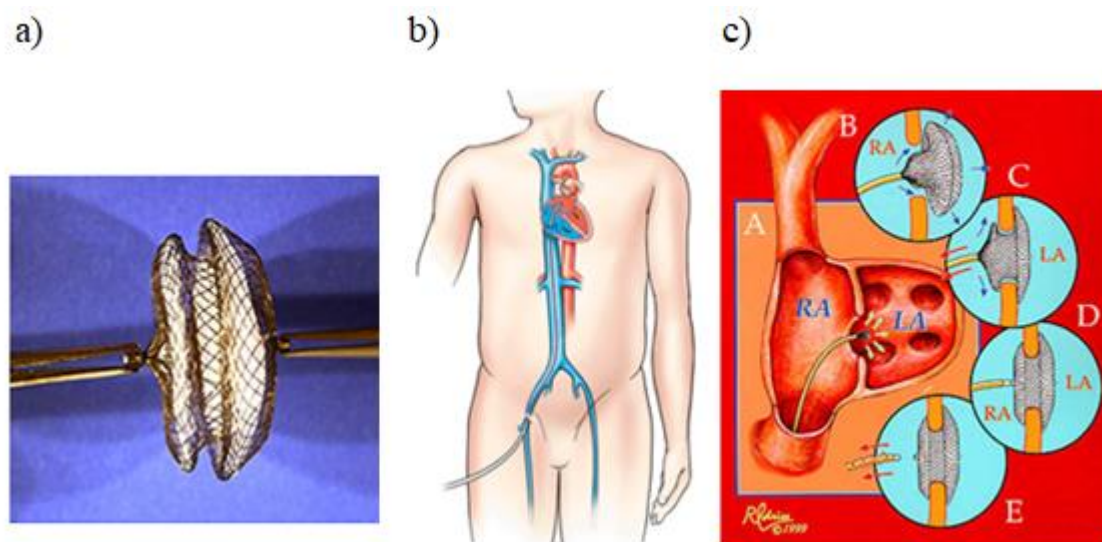
Zestaw do ASO składa się z implantu i urządzenia wprowadzającego. Implant wykonany jest z siatki składającej się z 72 nitinolowych zwojów, która po rozłożeniu przybiera kształt dwóch samodociskających się dysków o różnych średnicach. Lewoprzedsionkowy, dystalny dysk jest większy (rys. 17 Rys. 17 a). Cylindryczne przewężenie pomiędzy dyskami ma średnicę rozciągniętego ubytku i jest mniejsze o 12 – 14 mm od średnicy dysku dystalnego a o 10 mm od dysku proksymalnego [65]. Mechanizm wkrętowy łączy implant z urządzeniem wprowadzającym, dzięki czemu możliwe jest wycofanie implantu i jego repozycja, gdyby został nieprawidłowo umieszczony. ASO pozostaje w sercu do momentu zregenerowania się tkanki serca. Operacyjne wprowadzenie implantu za pomocą cewnika przez żyłę główną do serca przedstawiono na rysunku 17 b) i c). Po wysunięciu z cewnika pierwszej połówki implantu w ubytku międzyprzedsionkowym odzyskuje on swój pierwotny kształt (B) podobnie jak to miało miejsce w przypadku filtrów. Następnie zostaje wysunięta z cewnika na

<sup>1</sup> ASO- ang. *Amplatzer Septal Occluder* (implant Amplatza)

<sup>2</sup> ASD- ang. *Artial Septal Defect* (ubytek w przegrodzie międzyprzedsionkowej)



tej samej linii druga połowa implantu (C), która również odzyskuje swój oryginalny kształt. W ten sposób cały implant odzyskuje swój oryginalny kształt uszczelniając ubytek przegrody serca (D i E). Ta procedura uszczelniania ubytku zapobiega przepływowi krwi z jednego przedsionka do drugiego.

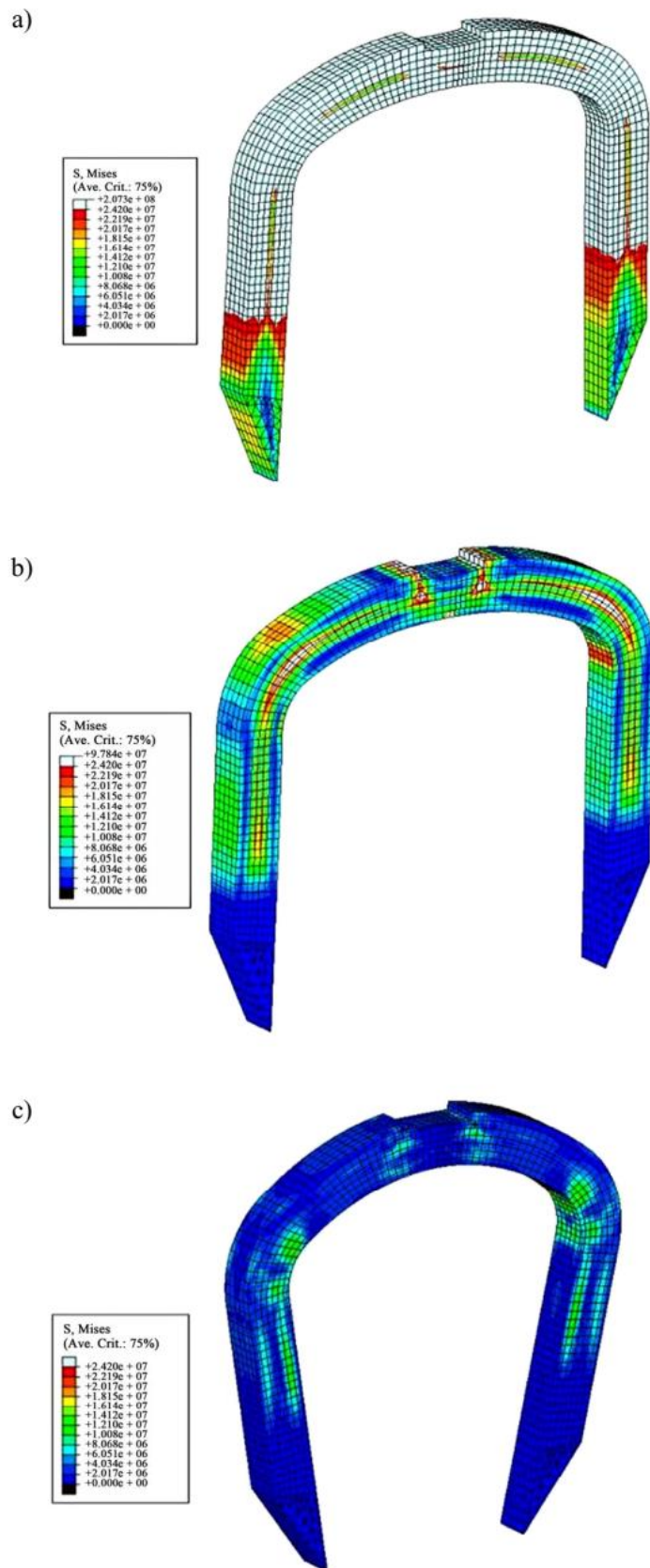


Rys. 17 Implant Amplatza a), schemat implantacji ASO b) i etapy umieszczania implantu w miejscu występowania ubytku c). Opracowano na podstawie [66] [67] [68].

Technologia medyczna rozwija się bardzo szybko w wyniku współpracy lekarzy z inżynierami. Najlepszym tego dowodem jest ciągły rozwój zaawansowanych implantów medycznych. Zaskakująco szybko i dynamicznie rozwija się również obszar stosowania stopów z pamięcią kształtu. Jednak pomimo unikalnych właściwości stopów NiTi i stosunkowo licznych wdrożonych już aplikacji zastosowanie stopów SMA w medycynie nadal stanowi niewielki odsetek w porównaniu z konwencjonalnymi materiałami. Stopy typu stale, stopy kobaltu czy tytanu nadal stanowią podstawową grupę stopów stosowanych w medycynie. Przyczyną takiej dysproporcji jest między innymi wysoki koszt produkcji stopów SMA, obawy przed negatywnym i szkodliwym wpływem wydzielającego się niklu do organizmu ludzkiego oraz brak zaufania do niezawodności działania takich implantów. Nie przeszkadza to jednak inżynierom w dalszych pracach nad nowymi produktami ze stopów SMA. W ostatnim czasie można zaobserwować wśród naukowców zainteresowanie modelowaniem numerycznym zachowania i właściwości stopów z pamięcią kształtu. W dużej mierze usprawnia to pracę inżynierów przy projektowaniu nowych implantów, które do tej pory należało opracowywać

poprzez prototypowanie i doświadczalnie oceniać. Stosowano więc metodę prób i błędów, aby wykorzystać właściwości stopów SMA. Taki proces jest bardzo czasochłonny oraz kosztowny i w dodatku często nie jest w stanie ujawnić w pełni potencjalnych awarii. Właśnie między innymi przez skomplikowany technologicznie proces prototypowania stopy NiTi nie są tak popularne jak tradycyjne stopy. Nadzieją na zmianę tego stanu rzeczy jest analiza numeryczna wykorzystująca metodę elementów skończonych. Może ona znacznie skrócić czas testów, a co za tym idzie, skrócić czas wprowadzania nowego produktu na rynek. Modelowanie numeryczne umożliwia projektantowi przeprowadzenie wielu testów sprawdzających m. in. czy nowy produkt spełnia swoje zadanie, czy wystarczająco spełnia zadane mu wymagania w określonych warunkach. Komputerowe testy odbywają się jeszcze przed wyprodukowaniem prototypu. Po przeprowadzeniu testów numerycznych i wytypowaniu najlepszego rozwiązania można przygotować prototyp. Tak więc czas przygotowania nowego produktu znacznie się skraca, ponieważ przeprowadzono już testy i nie ma potrzeby produkcji typoszeregu prototypów do testów, a co za tym idzie zmniejsza to również koszty wdrażania nowego produktu. W wyniku modelowania numerycznego stopów z pamięcią kształtu otrzymano między innymi rozkład naprężeń w implancie wykonanym z SMA [69] [70] [71] [72].

Rys. 18 przedstawia bardzo ciekawy przykład symulacji obciążenia klamer wykonanych z NiTi wykorzystujących efekt pamięci kształtu a nie wykazujących efektu nadspężystości. Prezentuje on rozkład naprężeń podczas obciążenia (rys 18 a), odciążenia (rys. 18 b) i ogrzewania kłamry (rys. 18 c). Można zauważyć , że rozkład naprężeń w istotny sposób zależy od warunków modelowania.



Rys. 18 Zamodelowany rozkład naprężeń w kłamrze NiTi podczas obciążenia a), odciążenia b), grzania c). Opracowano na podstawie [73].

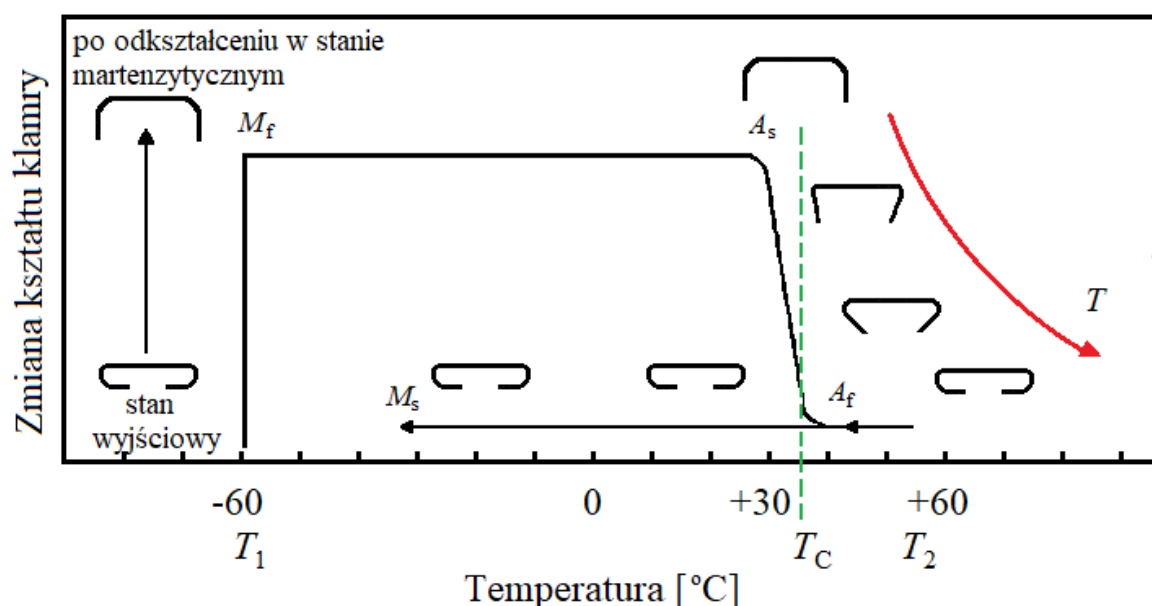
### 3. Klamry medyczne

Wyjątkowe właściwości stopów z pamięcią kształtu przyczyniły się do wykorzystania ich do produkcji implantów oraz różnego typu urządzeń i aparatury medycznej. Przykładem mogą być między innymi implanty ortopedyczne do łączenia odłamów kostnych (rys. 19) w postaci klamer ze stopów NiTi z pamięcią kształtu. Są one używane na całym świecie już prawie od czterdziestu lat a o ich powszechności świadczy fakt, że tylko jedna firma w ciągu roku wypuściła ich na rynek aż 200 tys. sztuk [14].



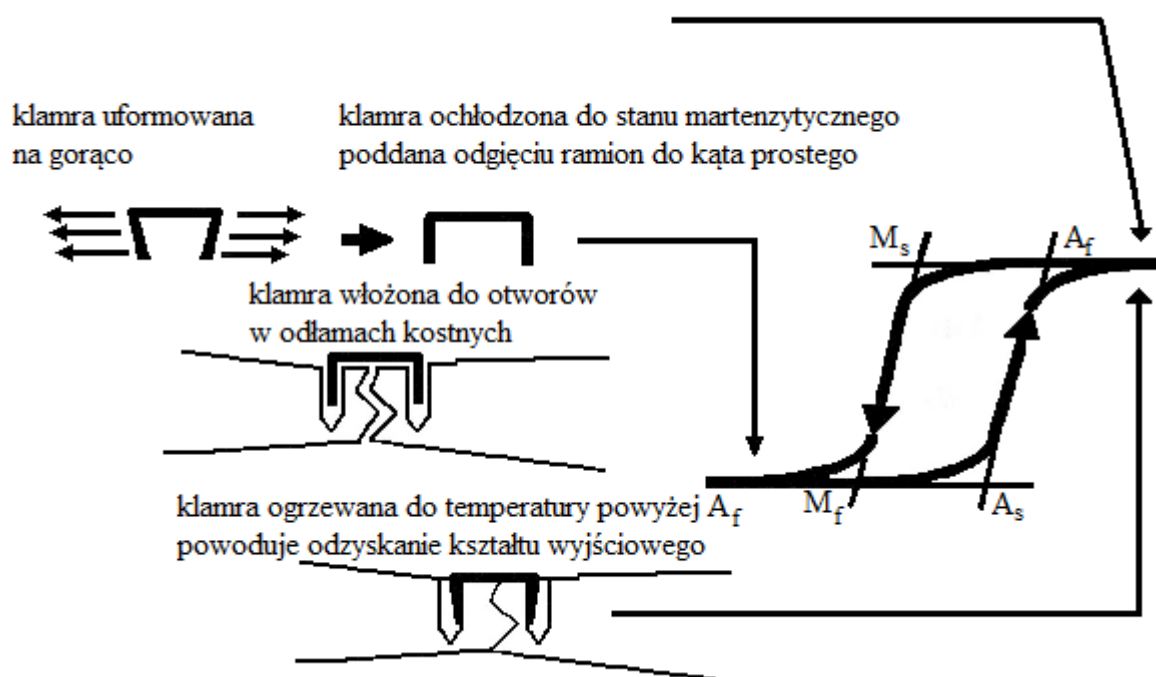
Rys. 19 Klamra NiTi do łączenia odłamów kostnych.

Klamra NiTi najczęściej działa wykorzystując jednokierunkowy efekt pamięci kształtu. Przebieg zmiany kształtu tego typu klamry podczas nagrzewania został schematycznie przedstawiony na poniższym rysunku (rys. 20).



Rys. 20 Jednokierunkowy efekt pamięci kształtu klamry NiTi.  $T_1$  - temperatura chłodzenia klamry,  $T_c$  - temperatura ciała człowieka,  $T_2$  - temperatura nagrzewania klamry. Opracowano na podstawie [14].

W stanie wyjściowym podgięte są ramiona klamry a więc aby włożyć je w wywiercone otwory w odłamach kostnych, jak pokazuje poniższy rysunek (rys. 21), konieczne jest odgięcie ramion klamry. Robi się to po ochłodzeniu klamry do temperatury  $T_1$  np. za pomocą ciekłego azotu lub suchego lodu. Powrót klamry do oryginalnego kształtu następuje podczas ogrzewania jej w zakresie temperatur  $A_s - A_f$ , które może nastąpić pod wpływem ciała pacjenta lub nagrzewania zewnętrznego. Następuje wtedy stopniowe doginanie ramion klamry do stanu wyjściowego w wyniku czego rozpoczyna się dociskanie obu odłamów kostnych likwidujące szczelinę pomiędzy nimi. Ramiona klamry z obu stron szczeliny wywierają odpowiednią i stałą siłę docisku, która zapobiega wzajemnemu przemieszczaniu się odłamów, skracając tym samym czas leczenia. Należy jednak pamiętać, że bardzo istotna jest optymalna siła docisku ramion klamry, aby nie zakłócić procesu gojenia ani go nie spowolnić.



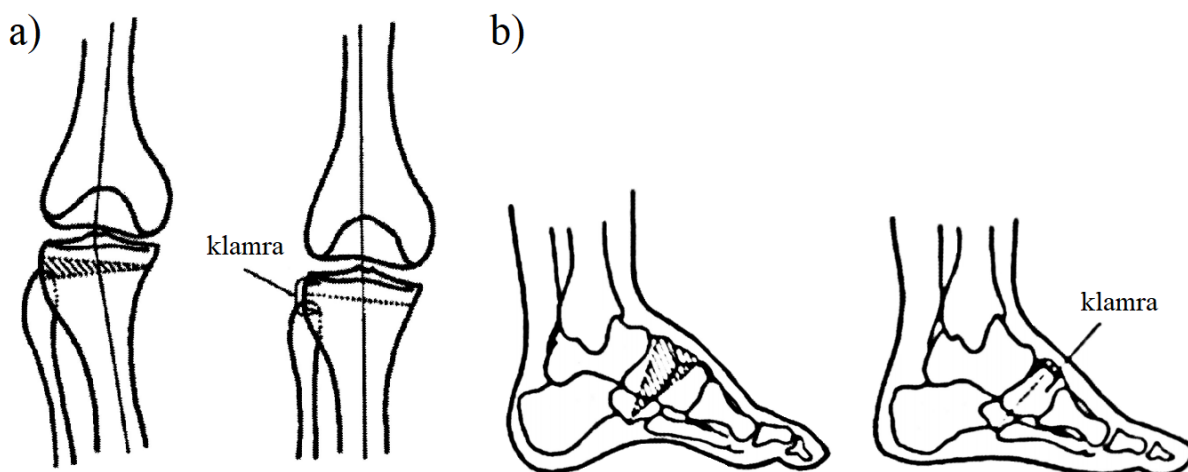
Rys. 21 Schemat działania klamry NiTi wykorzystującej jednokierunkowy efekt pamięci kształtu [15].

Przy implantacji klamer, jak również innych implantów wykorzystujących efekt pamięci kształtu, istotny jest sposób ogrzania implantu, którego odwrotna przemiana fazowa zachodzi w temperaturze powyżej temperatury ludzkiego ciała. Jednym ze sposobów, który to umożliwia jest doprowadzanie ciepła sondą kontaktową. Polega on na doprowadzeniu ciepła poprzez bezpośredni kontakt klamry z płytką metalową, która ma dopasowany kształt do klamry. Płytkę tę ogrzewa się poprzez doprowadzenie ciepła za pomocą ciekłego medium lub grzałki oporowej. Kolejną metodą ogrzewania klamry jest jej bezpośrednie nagrzewanie oporowe. Polega ono na dotknięciu implantu dwoma elektrodami zasilanymi ze źródła prądu. Prąd elektryczny przepływający przez implant nagrzewa go. We wszystkich wymienionych przypadkach lekarz ma możliwość regulowania dopływu ciepła dzięki czemu może sterować w czasie operacji procesem powrotu do oryginalnego kształtu klamry. Sterowanie to jest możliwe poprzez odcięcie dopływu ciepła do implantu, które przerywa proces odzysku kształtu. Powrót do wcześniej nadanego kształtu można wznowić poprzez ponowne nagrzewanie klamry do  $T_2$  aż zostanie wykorzystana całkowita zdolność powrotu implantu do zapamiętanego kształtu. Ostudzenie klamry do temperatury ludzkiego ciała nie spowoduje żadnych zmian kształtu ponieważ implant pozostaje w fazie austenitycznej. Dopiero ostudzenie implantu do

temperatury  $M_s$  mogłoby rozpocząć częściowe odkształcenie klamry, które by trwało aż do osiągnięcia temperatury  $M_f$ . Nie ma to jednak miejsca w stosowanych klamrach medycznych ponieważ używane materiały mają temperaturę  $M_s$  znacznie niższą od temperatury ciała człowieka.

W przypadku klamry, w której przemiana zachodzi w temperaturze ludzkiego ciała nie występuje problem z dostarczaniem ciepła do klamry. Wadą takiego rozwiązania jest brak możliwości ingerencji lekarza w proces odzysku kształtu implantu.

Pierwsze badania kliniczne klamer z pamięcią kształtu zostały przeprowadzone w Chinach w 1981 roku [74]. Wykorzystano wtedy 51 klamer NiTi o zawartości 44 % niklu, które były wykonane z drutu o średnicy 1,5 mm, a kąt podgięcia ramion w stosunku do przęsła wynosił  $60^\circ$ . Przed implantacją znajdowały się one w stanie martenzytycznym w temperaturze  $5^\circ\text{C}$  a przemiana do fazy austenicznej następowała w temperaturze  $37^\circ\text{C}$ . Klamer użyto do leczenia różnych dysfunkcji takich jak: zwichnięte kostki (10 sztuk), złamane kości nóg (16 sztuk), wzmocnienie więzadeł kolana (1 sztuka), złamania kości palców i bioder (24 sztuki). Obecnie klamry z pamięcią kształtu mają dużo szersze zastosowanie. Klamry wykonane ze stopu NiTi są szeroko wykorzystywane w medycynie i to nie tylko w ortopedii ale również w leczeniu chirurgicznym kręgosłupa, w plastyce czaszki, leczeniu złamań żuchwy i żeber a nawet do zszywania tkanek miękkich. Klamry z pamięcią kształtu stosuje się również do korekcji osiowej podudzia, (rys. 22a), czy też osteosyntezy kości śródstopia (rys. 22b).

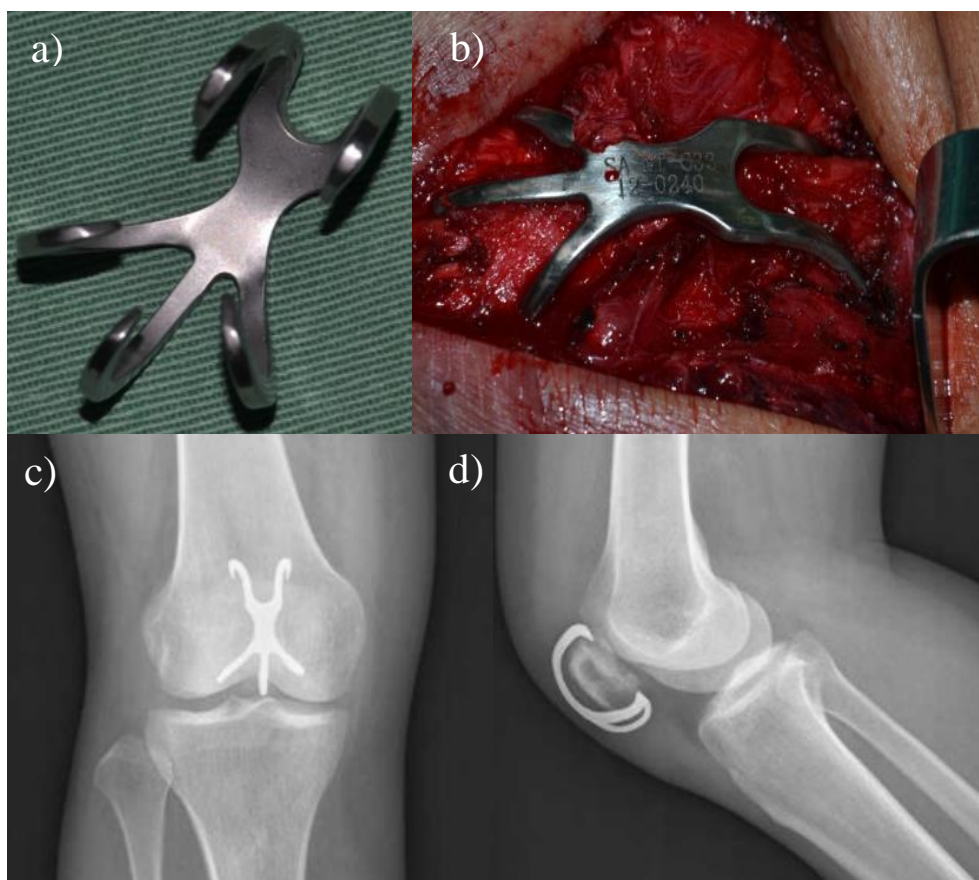


Rys. 22 Zastosowanie klamer NiTi do osteosyntezy kości piszczelowej a) i kości śródstopia b).  
Opracowano na podstawie [15].



Operacja korekcji podudzia polega na wycięciu kawałka kości w kształcie klina w obrębie stawu kolanowego, podobnie postępuje się w przypadku korekcji kości śródstopia. W obu przypadkach po prawidłowym umiejscowieniu kości zostają wywiercone w nich otwory, w które wprowadzane są ramiona klamer. Następnie są one ogrzewane za pomocą ciepłej wody lub energii elektrycznej. Zastosowanie klamer NiTi zapewnia dobry docisk powierzchni resekcji. Użycie dwóch lub trzech klamer z pamięcią kształtu pozwala na uzyskanie stabilnej osteosyntezy.

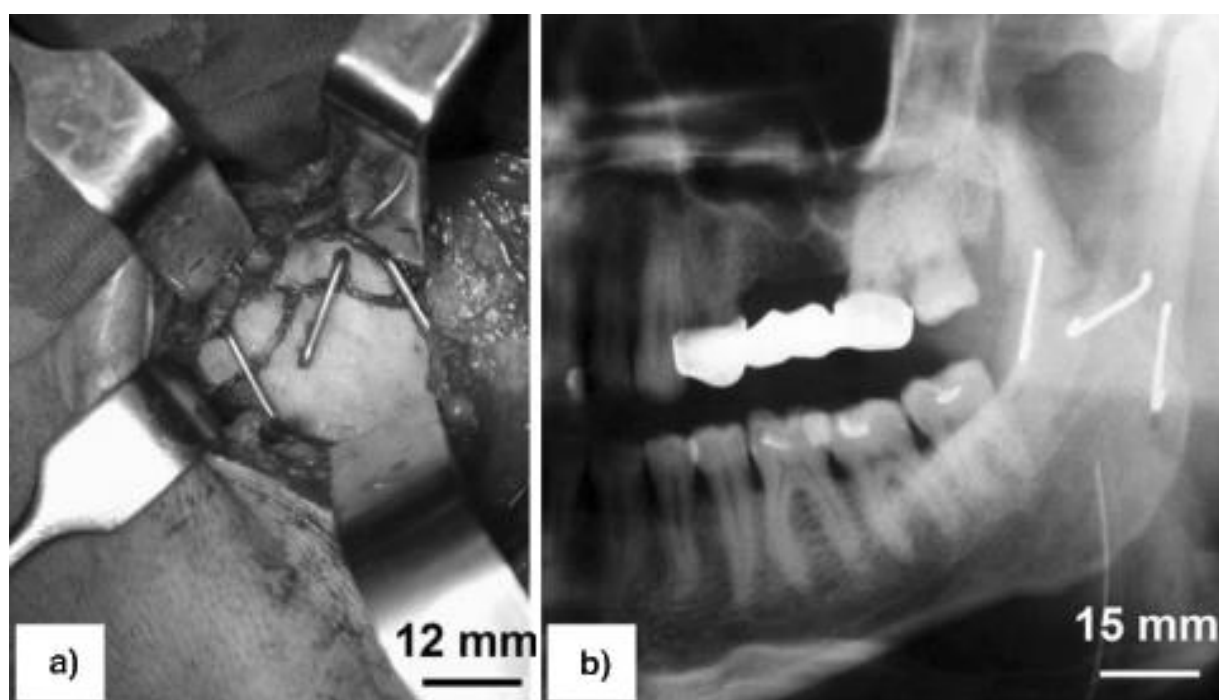
Klamry (implanty) wykorzystuje się również do łączenia odłamów kostnych rzepki. Celem takiego zabiegu jest rekonstrukcja prostownika i anatomiczne zmniejszenie powierzchni stawowej. Klamra do łączenia odłamów kostnych (rys. 23) została wycięta z blachy a jej ramiona przypominają szpony podgięte do środka. Dlatego przed implantacją taką klamrę należy zanurzyć w aseptycznym roztworze soli z lodem, aby obniżyć jej temperaturę poniżej  $M_f$  co umożliwi odgięcie jej ramion. Odgięcie ramion klamry zwiększa ich promień krzywizny dzięki czemu będą mogły objąć nastawioną rzepkę.



Rys. 23 Klamra NiTi do łączenia odłamów rzepki a), śródoperacyjne mocowanie klamry b), prześwietlenie rzepki z klamrą NiTi od przodu c), prześwietlenie rzepki z klamrą z boku d). Opracowano na podstawie [75].



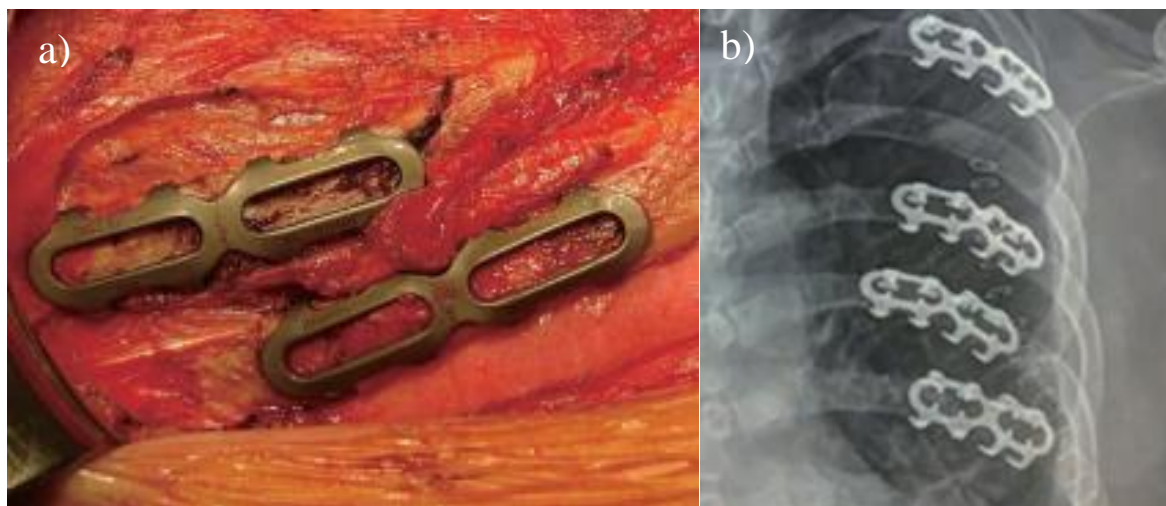
Po umieszczeniu klamry w miejscu docelowym i równomiernym jej ogrzaniu solanką ramiona klamry doginają się i następuje dośrodkowa jej kompresja, która przeciwdziała ciągnięciu mięśnia czworogłowego uda. Tak zagięte do środka ramiona klamry dokładnie obejmują i usztywniają ustawione odłamki kostne rzepek oraz wywierają na nie odpowiedni nacisk co przyspiesza proces gojenia. Klamry z pamięcią kształtu stosuje się także w leczeniu złamań żuchwy (rys. 24). W trakcie operacji złamanej żuchwy odsłonięte odłamki kostne należy ustawić w anatomicznej pozycji. Następnie w obu odłamkach kostnych wierce się otwory, w które zostaje włożony stalowy wzornik stabilizujący odłamki w danej pozycji. Klamra NiTi po schłodzeniu w ciekłym azocie zostaje umieszczona z wyprostowanymi ramionami w miejscu wzornika, a ciało pacjenta ogrzewając klamrę sprawia, że następuje jej powrót do wcześniej nadanego kształtu. W wyniku tego ogrzewania ramiona klamry zaczynają się podginać likwidując tym samym szczelinę między odłamkami i je dociskając.



Rys. 24 Połączenie złamania kłykci żuchwy za pomocą klamer z pamięcią kształtu a) i prześwietlenie po operacji b) [76].

W przypadku operacji złamanych żeber wykorzystuje się klamry (obejmy) NiTi wykonane z profilowanej blachy, które zostały zaprezentowane na poniższym rysunku (rys. 25). Przed implementacją należy je schłodzić w sterylnej wodzie z lodem. Następnie klamry są przykładane do żeber w taki sposób aby obejmowały odłamki kostne. Ciało pacjenta

ogrzewa klamry dzięki czemu powracają one do swojego pierwotnego kształtu zapewniając sztywne połączenie odłamów kostnych.

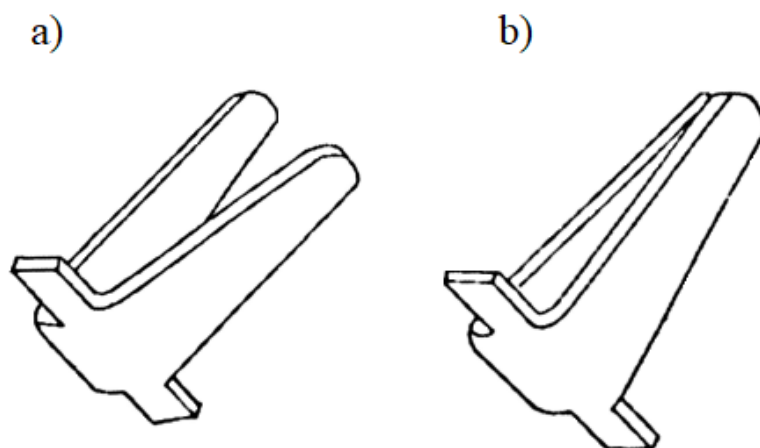


Rys. 25 Śródoperacyjne mocowanie klamer NiTi na żebrach a), prześwietlenie złamanych żeber wraz z klamrami NiTi b). Opracowano na podstawie [77].

Różnego typu klamry z pamięcią kształtu są również wykorzystywane w operacyjnym leczeniu kręgosłupa. Mogą to być klamry:

- dekompresyjne (rozprężające), usztywniające kręgi szyjne przy wtórnych zmianach chorobowych szpiku lub rdzenia,
- kompresyjne do leczenia złamań kręgosłupa w różnej lokalizacji i różnym sposobie operacji zarówno od strony przedniej jak i tylnej kręgosłupa,
- do korekcji skoliozy.

Rys. 26 przedstawia klamry dekompresyjne, które służą do utrzymania kręgów w odpowiednich pozycjach zabezpieczając je przed przesunięciem. Klamry te zostały wycięte z blachy NiTi o grubości 1,5 mm a ich ramiona w temperaturze pokojowej są otwarte. W trakcie chłodzenia do stanu martenzytycznego ramiona doginają się natomiast po ogrzaniu do temperatury 37°C następuje ich powrót do oryginalnego, odgiętego kształtu w wyniku czego generowana siła utrzymuje kręgi szyjne we właściwych położeniach.



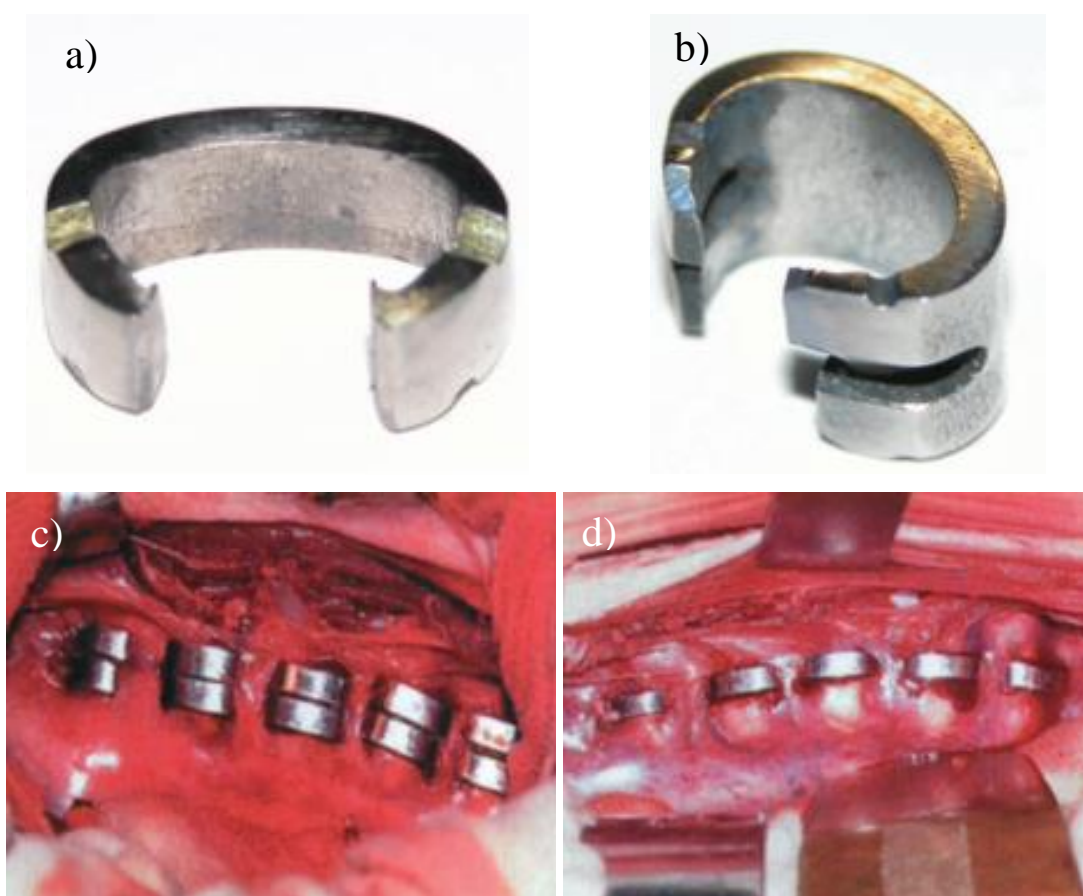
Rys. 26 Klamra rozprężająca do międzykręgowej dekompresji kręgów szyjnych w stanie wyjściowym, w temperaturze pokojowej a) oraz w stanie martenzytycznym b) [14].

Rys. 27 ilustruje klamrę kompresyjną do łączenia kręgów od tylnej strony kręgosłupa, której jedno ramię ma szorstką wewnętrzną powierzchnię dla lepszego mocowania na pochyłonych kręgach. Przęsło takiej klamry jest w środku wygięte w kształcie litery "Ω". Podobnie do innych klamer jest ona chłodzona przed zabiegiem w sterylnej wodzie z lodem. Następuje wtedy wydłużenie jej przęsła. Następnie zostaje umieszczona w odpowiednim miejscu, zaczepiając się między kręgami. Ogrzanie klamry gorącą solanką przywraca jej oryginalny kształt. Powrót do oryginalnego kształtu powoduje, że ramiona klamry wywierają stały nacisk na łączone kręgi dzięki czemu zostaje zapewniona ich stabilizacja we właściwej pozycji.



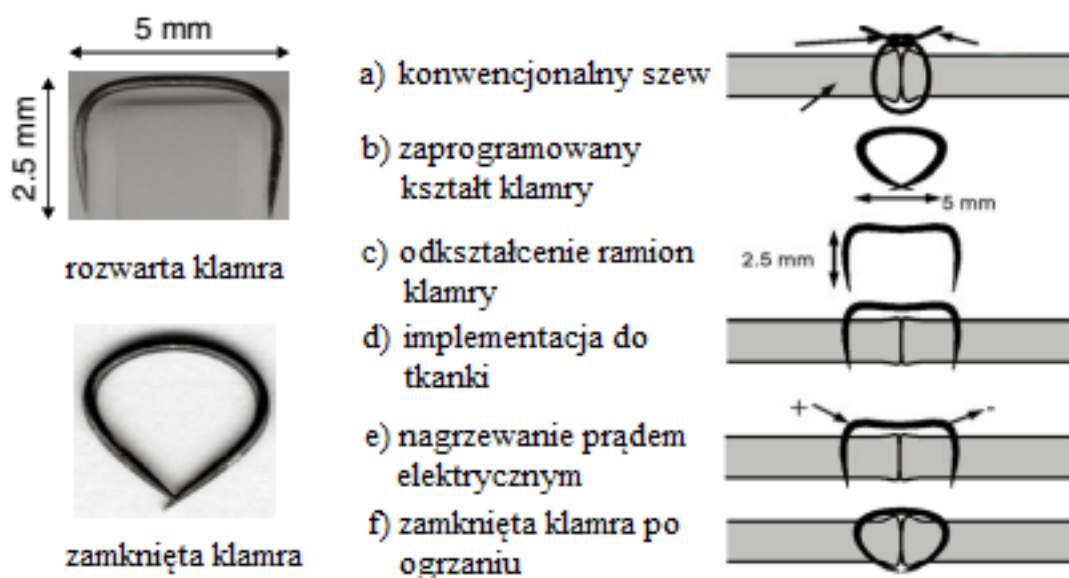
Rys. 27 Klamry NiTi do łączenia kręgów od tylnej strony kręgosłupa a), śródoperacyjne mocowanie klamer NiTi b). Opracowano na podstawie [78].

Natomiast klamra do łączenia kręgów od przedniej strony kręgosłupa jest wykonana z drutu o prostokątnym przekroju i jest nieco wypukła, aby lepiej dopasować się do kręgosłupa od strony przedniej. Ramiona klamry są podgięte o  $70^\circ$  w stosunku do przęsła i mają długość zaledwie 10 mm, aby nie wbić się do kanału rdzeniowego. Klamry do korekcji skoliozy wykonane ze stopu z pamięcią kształtu stosowane do operacji przedniej strony kręgosłupa zostały przedstawione na poniższym rysunku (rys. 28). Po odkształceniu w fazie martenzytycznej proste ramiona tej klamry wyginają się do kształtu litery „C”. Po operacyjnym umiejscowieniu klamry ciało pacjenta nagrzewa ją i powoduje umocowanie klamry w kości. Aby korekcja kręgosłupa klamrami przyniosła oczekiwane rezultaty stosuje się dwie klamry pojedyncze (rys. 28 a i c) do każdego kręgu lub jedną podwójną z czterema ramionami (rys. 28 b i d). Wyprostowane ramiona klamry do korekcji skoliozy są wprowadzane w wywiercone otwory na bocznych powierzchniach kręgów. W ten sposób każda klamra obejmuje dysk.



Rys. 28 Klamra NiTi do korekcji skoliozy pojedyncza a), podwójna b), śródoperacyjne mocowanie par pojedynczych klamer c) i podwójnych d). Opracowano na podstawie [79].

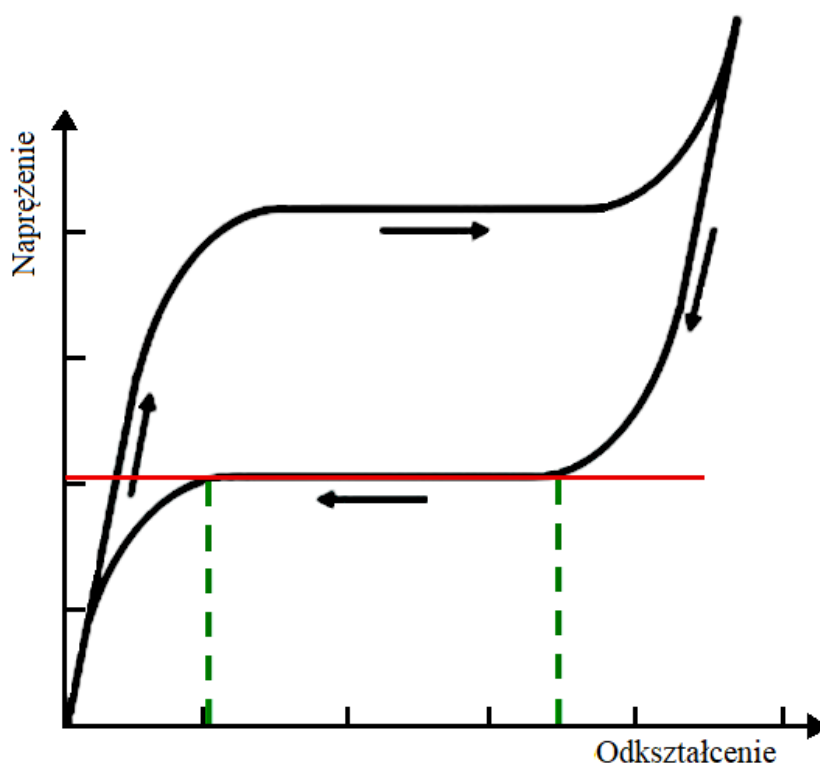
Jak się okazuje klamry NiTi mogą zastępować także nici do zszywania tkanek miękkich. Używane do tego celu klamry nie mogą być grubsze od nici chirurgicznych. Dlatego też są wykonane z drutu o średnicy nie większej niż 0,5 mm. Rys. 29 przedstawia taką klamrę w postaci otwartej i zamkniętej, sposób działania klamry NiTi do łączenia tkanek miękkich oraz szkic konwencjonalnego szwu wykonanego nićmi chirurgicznymi. Zasada działania omawianej klamry jest podobna do wcześniej wspomnianych klamer, czyli najpierw należy doprowadzić do wyprostowania jej ramion. Następnie wbija się ją w tkanki miękkie i ogrzewa prądem elektrycznym. Ogrzewana klamra powraca do oryginalnego kształtu ściągając do siebie oba płaty tkanki.



Rys. 29 Klamra NiTi do łączenia tkanek miękkich w postaci rozwartej i zamkniętej po lewej stronie. Schemat konwencjonalnego szwu nićmi a) oraz schemat działania klamry NiTi do tkanek miękkich b) - f). Opracowano na podstawie [80].

Przytoczone powyżej przykłady zastosowań w medycynie świadczą o szerokim zasięgu stosowania i dużych możliwościach klinicznych klamer NiTi. Zdecydowanie upraszczają one zabiegi chirurgiczne oraz przyspieszają proces gojenia i rekonwalescencji. Sama procedura implantacji jest stosunkowo prosta jednak wymaga schładzania klamry przed wprowadzeniem jej do operowanego organizmu. Ponadto, gdy klamra jest już umiejscowiona to trzeba ją podgrzać lub poczekać aż ciało pacjenta ją ogrzeje.

Alternatywą dla klamer wykorzystujących efekt pamięci kształtu są klamry wykazujące efekt nadspężystości. Podobnie jak stosowane już klamry NiTi z pamięcią kształtu stabilizują i wywierają one stały nacisk na odłam kostny, ale nie wymagają wcześniejszego schładzania ani późniejszego ogrzewania. Nadspężyste klamry NiTi wystarczy lekko ugiąć w połowie przęsła i wprowadzić w wywiercone otwory w odłamach kostnych a one same wracają do wcześniej zaprogramowanego kształtu. Dzięki temu można jeszcze bardziej uprościć procedurę implantacji klamer. Dlatego też celowym wydaje się zastosowanie materiałów nadspężystych do budowy klamer. W medycynie zaczęto stosować klamry wykonane z materiałów nadspężystych. Należy się jednak zastanowić w jakim stopniu właściwości nadspężyste są rzeczywiście wykorzystywane. W przypadku materiałów nadspężystych zależność naprężenia od odkształcenia ma charakterystyczny kształt pętli histerezy (rys. 30).



Rys. 30 Pętla histerezy materiału wykazującego efekt nadspężystości.

Można zaobserwować trzy charakterystyczne obszary. Podczas odkształcania dla małych wartości naprężeń występuje zależność liniowa i nie występuje jeszcze pętla histerezy a więc w tym zakresie nie wystąpi efekt nadspężystości. Następnie występuje szeroki zakres odkształceń, w którym naprężenie zależy w niewielkim stopniu od odkształcenia. Trzeci obszar



charakteryzuje się tym, że naprężenie jest w pewnym zakresie liniową funkcją odkształcenia. Zmniejszając powstałe odkształcenie ponownie przechodzi się przez obszar gdzie naprężenie praktycznie jest niezależne od odkształcenia. Jednak jego wartość jest mniejsza niż w czasie obciążania materiału. Pracujący w tym obszarze charakterystyki materiał może istotnie zmieniać swój kształt przy praktycznie niezmiennym naprężeniu.

Z medycznego punktu widzenia bardzo korzystne jest by klamry oddziaływały ze stałą siłą na odłamy kostne w trakcie całego procesu leczenia. Dzięki efektowi nadsprężystości jest to zapewnione, gdyż klamra doginając się ściska do siebie odłamy kostne ze stałą siłą. Podczas zbliżania się do siebie odłamów kostnych zmniejsza się deformacja klamry jednak, w przeciwieństwie do materiałów sprężystych, siła nie ulega znacznej zmianie. Tak więc odkształcenie klamry się zmniejsza, ale na odłamy kostne cały czas działa praktycznie stała siła. Jednak aby wykorzystać ten efekt materiał, z którego wykonana jest klamra musi wykazywać odpowiedni poziom wartości naprężeń wewnętrznych. Naprężenia te powinny być w dolnym obszarze pętli histerezy (Rys. 30s. 30 linia czerwona).

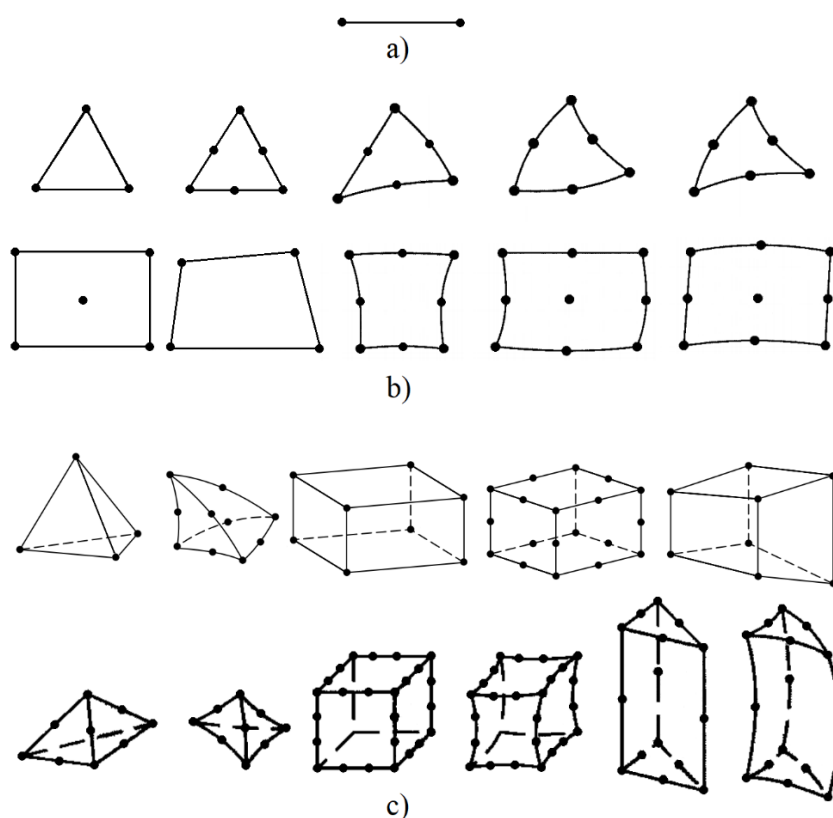
## 4. Metoda elementów skończonych

Metoda elementów skończonych (Metoda Elementów Skończonych - MES, ang. *Finite Element Method* - FEM, ang. *Finite Element Analysis* - FEA) jest jedną z podstawowych wspomaganych komputerowo metod obliczeń inżynierskich i naukowych. Jest narzędziem przeznaczonym do rozwiązywania problemów opisanych układami równań różniczkowych. Analityczne rozwiązanie tych równań może być w wielu przypadkach niezwykle skomplikowane lub wręcz niemożliwe. Natomiast MES umożliwia modelowanie obiektów rzeczywistych o skomplikowanej geometrii a także zastosowanie nieciągłych lub nieróżniczkowalnych funkcji, które opisują warunki brzegowe oraz parametry fizyczne obiektów. Rezygnacja z analitycznego rozwiązania problemu na rzecz rozwiązania numerycznego pozwala na uproszczenie procedury prowadzącej do rozwiązania a niejednokrotnie w ogóle umożliwia uzyskanie satysfakcjonujących wyników. Analiza MES zaczyna się od utworzenia ciągłego modelu obiektu a następnie przeprowadzeniu jego podziału na małe, powiązane ze sobą elementy, które mają proste kształty i skończone wymiary. Taki podział umożliwia następnie uzyskanie rozwiązania w obszarze każdego elementu a uzyskane

rozwiązania mają postać wystarczająco prostych funkcji. Uzyskane wyniki można aproksymować funkcją o zadanej postaci.

## 4.1. Element skończony

Element skończony jest figurą lub bryłą geometryczną o prostym kształcie. Wyznaczają go węzły stanowiące jego wierzchołki. Za pomocą węzłów elementy łączą się ze swoimi sąsiadami. W zależności od analizowanego problemu elementy skończone przyjmują różne kształty a więc mogą one zawierać różną ilość węzłów. W zależności od ilości wymiarów analizowanego problemu elementy skończone mogą być jednowymiarowe (1D), dwuwymiarowe (2D) lub trójwymiarowe (3D). Rys. 31 przedstawia przykładowe elementy 1D, 2D i 3D.

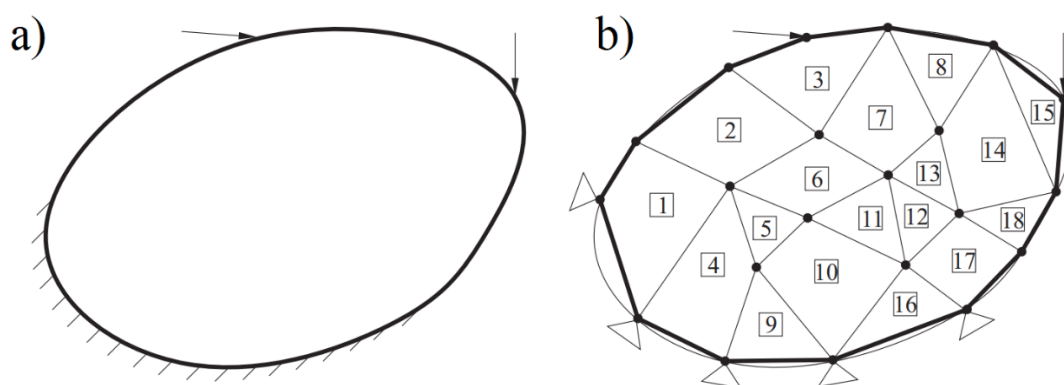


Rys. 31 Przykładowe elementy jedno- (a), dwu- (b) i trójwymiarowe (c). Opracowano na podstawie [81] [82] [83].



Charakterystyczny dla metody MES jest fakt wykorzystania identycznego algorytmu obliczeniowego dla każdego elementu. Dzięki temu unika się komplikacji procesu analizy. Stąd wzięła się efektywność i wielka popularność tej metody.

Oprócz węzłów połączenia elementów mogą występować również na wspólnych powierzchniach lub liniach brzegowych. Oddziaływania pomiędzy sąsiednimi elementami skończonymi mogą w ogólnym przypadku zachodzić przez wspólne powierzchnie, linie brzegowe lub węzły. Również warunki brzegowe mogą być ustalone dla powierzchni, linii lub węzłów. Możliwe jest w niektórych przypadkach zastąpienie warunków ciągłych (tj. dla powierzchni lub linii) warunkami skupionymi, czyli dla węzłów. Rys. 32 przedstawia podział obiektu na elementy skończone oraz przykładowe warunki brzegowe. W tym modelu zastępuje się obciążenia ciągłe (w dolnej części rysunku) obciążeniami skupionymi, które są przyłożone w węzłach.



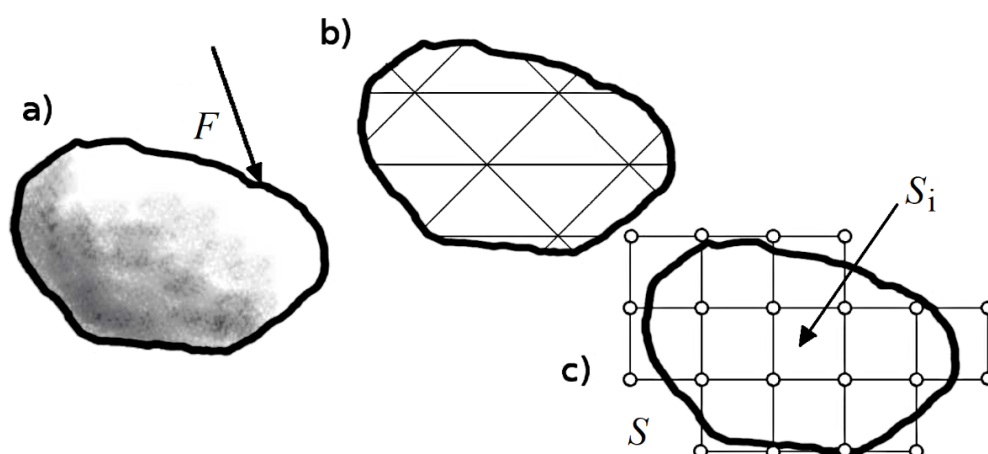
Rys. 32 Obiekt 2D przed podziałem na elementy skończone a), po podziale na elementy skończone b). Kropkami oznaczono punkty węzłowe [84].

W metodzie elementów skończonych numeryczne rozwiązania są obliczane jedynie w węzłach. Do opisu rozkładu analizowanej wielkości we wnętrzu i na bokach elementu skończonego stosuje się wielomianowe funkcje interpolacyjne. Funkcje te nazywane są funkcjami kształtu lub funkcjami węzłowymi. W przypadku, gdy węzły znajdują się jedynie w wierzchołkach elementu skończonego to element ten nazywany jest elementem liniowym ponieważ funkcje kształtu są liniowe. W pozostałych przypadkach elementy skończone są wyższych rzędów, a rząd elementu równa się rzędowi funkcji węzłowej. W pojedynczym elemencie skończonym liczba funkcji interpolacyjnych równa się liczbie jego węzłów. Funkcje węzłowe zawsze mają wartość równą jeden, w węzłach których dotyczą natomiast w pozostałych węzłach mają wartości zero.

## 4.2. Idea MES

W metodzie MES następuje podział układu geometrycznego na skończoną liczbę podobszarów - elementów skończonych (rys. 33). Proces ten nazywa się dyskretyzacją. Efektem dyskretyzacji jest zamiana ciągłego układu o nieskończonej liczbie stopni swobody na układ ze skończoną liczbą stopni swobody. W konsekwencji tego każda wielkość opisana w danym obszarze za pomocą funkcji ciągłej jest aproksymowana modelem dyskretnym. Model dyskretny składa się ze zbioru funkcji ciągłych opisanych w skończonej liczbie,  $n$ , podobszarów,  $S_i$  czyli elementów na jakie został podzielony rozpatrywany obszar,  $S$ . Można to zapisać w następujący sposób:

$$S = \sum_{i=1}^n S_i \quad (2)$$



Rys. 33 Przykładowa dyskretyzacja modelu ciągłego. Model ciągły a), model dyskretny idealny b), model dyskretny numeryczny c). Opracowano na podstawie [85].

Funkcje ciągłe opisane w elementach skończonych definiuje się za pomocą wartości funkcji pierwotnej w skończonej liczbie węzłów z wnętrza badanego obszaru. A więc, aby uzyskać model dyskretny należy w ciągłym fragmencie modelu fizycznego [81]:

1. określić liczbę węzłów,
2. rozpatrywany obszar podzielić na skończoną liczbę elementów skończonych,
3. określić wielkości fizyczne w węzłach,
4. obliczyć wartości wielkości fizycznych w węzłach.
5. aproksymować wielkości fizyczne poza węzłami za pomocą funkcji aproksymujących używając wielkości węzłowych.

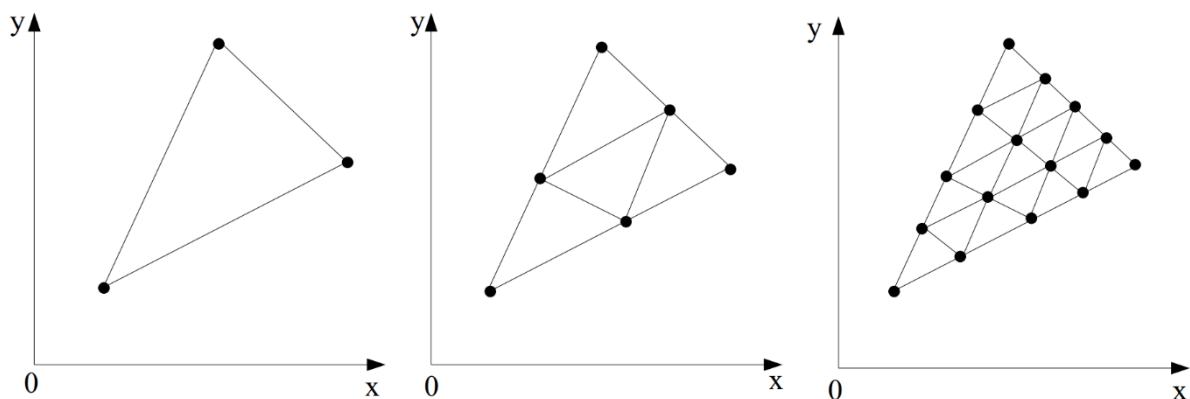
Należy zwrócić uwagę na ciągłość funkcji na brzegach elementów skończonych. W czasie procesu dyskretyzacji dąży się do maksymalnego zbliżenia postaci dyskretnej do ciągłej określonej wielkości fizycznej wykorzystując metody aproksymujące. Zadane wartości wielkości fizycznych na powierzchniach brzegowych, liniach brzegowych lub węzłach nazywa się warunkami brzegowymi.

Połączenie elementów skończonych w dyskretny model obszaru nazywa się agregacją. W problemach mechanicznych to połączenie musi spełnić warunki równowagi sił i zgodności przemieszczeń w każdym węźle. Po uwzględnieniu warunków brzegowych uzyskuje się dla zagadnień stacjonarnych układ równań algebraicznych a dla niestacjonarnych (zależnych od czasu) układ równań różniczkowych zwyczajnych. Równania te rozwiązuje się numerycznie tylko dla węzłów. Dlatego też wyniki ograniczają się do obliczonych numerycznie przybliżonych wartości funkcji w wybranych węzłach. Aby uzyskać żadaną dokładność rozwiązania należy użyć wielomianowych funkcji kształtu, które dobrze odwzorowują rzeczywiste wielkości fizyczne w analizowanym elemencie skończonym.

Można stwierdzić, że liczba stopni swobody oraz gęstość siatki węzłów wraz z ich rozmieszczeniem stanowią istotne czynniki wpływające na dokładność otrzymanego rozwiązania. Aby uzyskać rozwiązanie porównywalne do dokładnego należy spełnić dwa warunki podczas zagęszczania siatki (rys. 34):

1. zmniejszanie elementów musi odbywać się tak, aby każdy punkt rozważanego obszaru znajdował się we wnętrzu elementu, niezależnie od jego wymiarów,
2. w zagęszczonej już siatce muszą znajdować się wszystkie poprzednie siatki.

Jeżeli mamy do czynienia z obszarem o brzegach krzywoliniowych a wykorzystujemy elementy o brzegach prostoliniowych do jego modelowania to nie spełniamy pierwszego warunku. W związku z tym istnieje możliwość braku zbieżności przybliżonego rozwiązania do dokładnego. Jednak w praktyce dzięki zmniejszeniu rozmiarów elementów skończonych analiza metodą elementów skończonych obszarów o nieliniowych granicach daje zadawalające rezultaty.

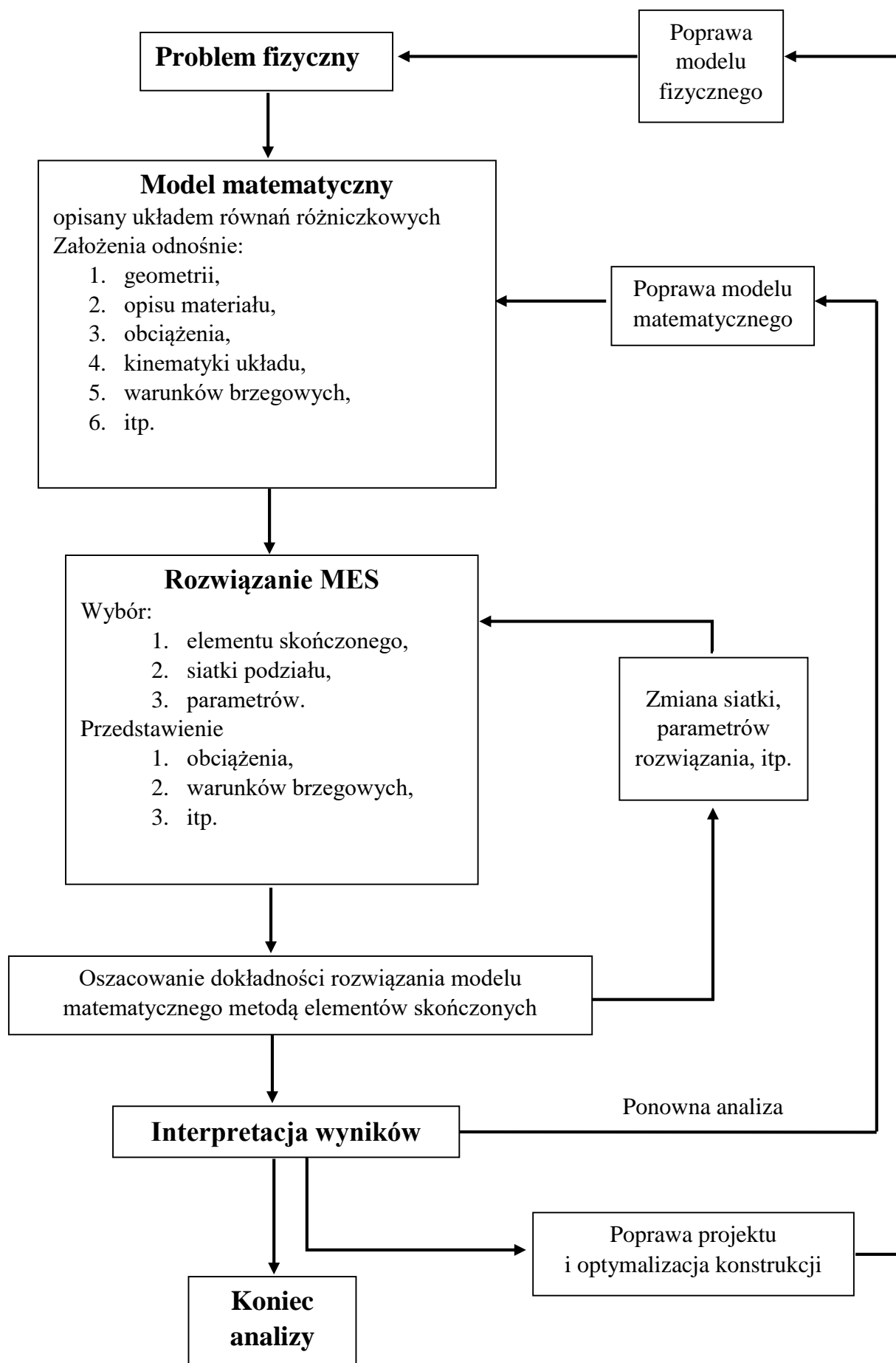


Rys. 34 Przykład sukcesywnego zwiększania gęstości siatki węzłów: obszar początkowy a), dyskretyzacja czterema elementami b), dyskretyzacja szesnastoma elementami trójkątnymi c) [86].

### 4.3. Algorytm MES

Wykorzystanie metody elementów skończonych do modelowania nie zastąpi całkowicie innych metod modelowania dlatego też jeśli jest to możliwe powinno się używać kilku metod analizy jednocześnie. Dzięki temu uzyska się poprawny wynik analizy badanego zagadnienia.

Rys. 35 przedstawia schemat rozwiązywania problemu metodą elementów skończonych. Pierwszym krokiem w procesie poszukiwania rozwiązania metodą MES jest wybór lub stworzenie modelu matematycznego badanego zjawiska. Model taki należy następnie przekształcić w model numeryczny, a równania różniczkowe do postaci całkowej lub wariacyjnej oraz wybrać techniki szacowania błędu. Następnie wybiera się algorytmy, które zostaną wykorzystane do rozwiązania równań, całkowania numerycznego, dyskretyzacji czasowej itp. Po przygotowaniu modelu numerycznego i wyborze algorytmów następuje implementacja, czyli dokonuje się wyboru struktur danych, wybiera się sposób realizacji z uwzględnieniem architektury systemu komputerowego. Następnie tworzony jest model geometryczny obiektu, kolejnym krokiem jest proces dyskretyzacji.



Rys. 35 Schemat rozwiązywania problemu. Opracowano na podstawie [87].

W węzłach określa się wartości wielkości fizycznych, które tworzą podstawowy układ niewiadomych. Następnie należy określić funkcje, które określają wartości wielkości fizycznych wewnątrz elementów w zależności od wartości w węzłach. Na dalszym etapie analizy równania poddaje się asemblacji, czyli łączy się elementy w całość. Ilość równań z takiego układu równa się iloczynowi liczby węzłów w obiekcie i liczby stopni swobody dla każdego węzła. Dalej należy wprowadzić warunki brzegowe do macierzy współczynników. Powstały w ten sposób układ równań liniowych zostaje rozwiązany w wyniku czego otrzymuje się poszukiwane wartości wielkości fizycznych w węzłach. Wyniki te mogą być prezentowane w postaci graficznej. Dalsze postępowanie jest zależne od wyniku rozwiązania. Można ponownie wykonać asemblację i powtarzać wcześniejsze kroki tak długo aż zostaną spełnione postawione warunki analizy lub można obliczać dodatkowe wielkości.

Uzyskanie pierwszych wyników analizy jest stosunkowo łatwe, jednak należy pamiętać, że rozwiązanie numeryczne jest przybliżone a dokładne oszacowanie błędu aproksymacji jest niemożliwe bez znajomości „prawdziwego” rozwiązania. Aby uzyskać dokładne wyniki trzeba pamiętać, że wiąże się to z rozwiązaniem analitycznym problemu. Dlatego należy przed przystąpieniem do rozwiązywania problemu MES dobrze zrozumieć rzeczywisty proces, który jest badany. Ponadto metoda elementów skończonych jest matematyczną implementacją problemu fizycznego dlatego trzeba znać założenia oraz ograniczenia modeli teoretycznych. Ważne jest również aby sprawdzić otrzymane wyniki by mieć pewność, że badany problem został prawidłowo opisany.

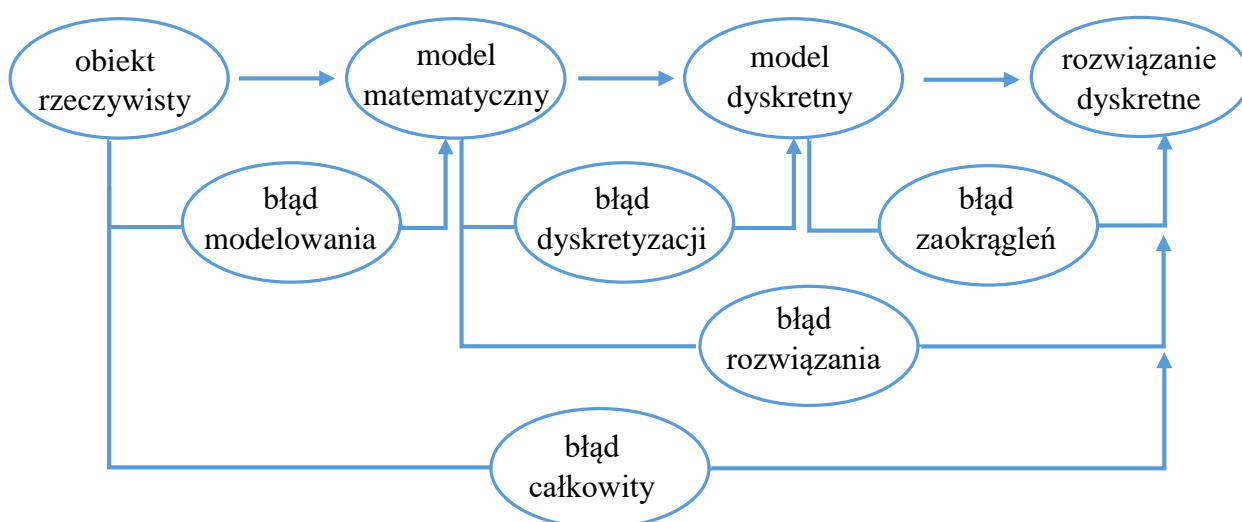
#### 4.4. Potencjalne błędy w analizie MES

Obliczenia metodą elementów skończonych odnoszą bardzo duże sukcesy w przypadku rozwiązywania trudnych problemów fizycznych. Należy jednak pamiętać, że otrzymane rozwiązania mogą być obarczone błędami. Chodzi tu o błędy wynikające z przybliżonego charakteru metody. Dzieje się tak ponieważ po podziale obiektu na elementy skończone tworzony jest uproszczony jego model. Od rodzaju i ilości elementów skończonych zależy jakość przybliżenia rozwiązania. Należy zwrócić uwagę na to, iż rozwiązanie dla modelu ciągłego może nie być dostępne.

Nie istnieje jedna metoda sprawdzania dokładności rozwiązania bez znajomości poprawnych rezultatów, które można by uzyskać z innych źródeł. Może też się zdarzyć tak, że

obliczenia przejdą jeden test sprawdzający ale innego już nie. Metoda wykrywania błędów, która sprawdza się w większości przypadków nie musi być dobrą metodą dla każdego przypadku.

Pierwszą grupę uproszczeń, które mogą być źródłem błędu wprowadza się do odwzorowania rzeczywistych warunków brzegowych. Określenie warunków brzegowych ma znaczący wpływ na wyniki obliczeń metodą elementów skończonych. Może być trudne dla skomplikowanych powierzchni i linii. Dzieje się tak, gdyż wiele elementów poddanych jest zarówno ustalonym jak również dynamicznym oddziaływaniom. Rys. 36 prezentuje schemat powstawania błędów występujących na poszczególnych etapach analizy metodą elementów skończonych.



Rys. 36 Schemat występowania błędów na poszczególnych etapach analizy metodą elementów skończonych.

#### 4.4.1. Błąd modelowania matematycznego

Błąd modelowania matematycznego jest to błąd przedstawiający różnicę między hipotetycznym rozwiązaniem badanego problemu fizycznego  $\{r\}^h$ , a ścisłym rozwiązaniem w ramach ciągłego modelu obiektu. Natomiast hipotetyczne rozwiązanie otrzymano w wyniku idealnie przeprowadzonego eksperymentu. Błąd modelowania można zapisać w następujący sposób [81]:

$$\delta\{r\} = \{r\}^h - \{r\}. \quad (3)$$

#### 4.4.2. Błąd dyskretyzacji

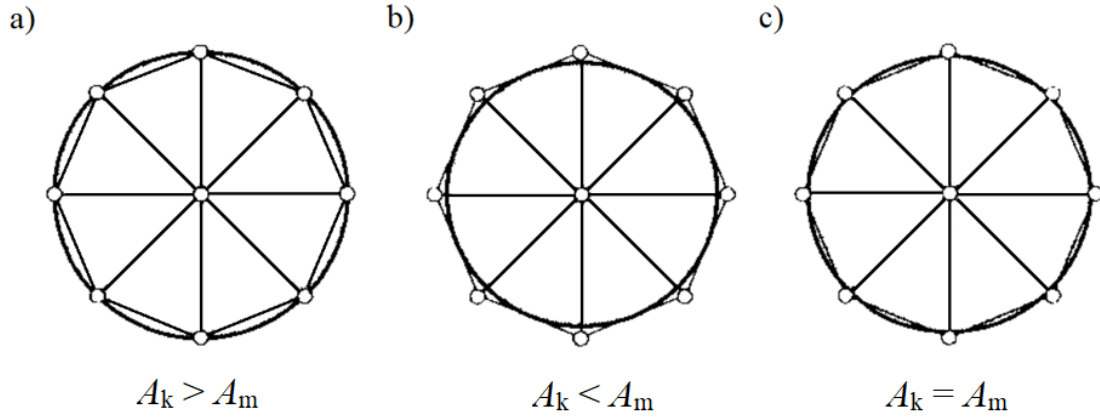
Błąd dyskretyzacji powstaje w trakcie procesu dyskretyzacji. Określa on rozbieżność między modelem dyskretnym a modelem matematycznym zakładając, że model matematyczny jest poprawny. Jeśli proces dyskretyzacji jest przeprowadzony w niewłaściwy sposób również może prowadzić do układów równań źle uwarunkowanych. Złe uwarunkowanie może spowodować nagłą zmianą gęstości siatki podziału, zastosowanie trójwymiarowych elementów skończonych zamiast płaskich czy też wykorzystanie elementów skończonych o zbyt dużych krzywiznach. W przypadku dobrze uwarunkowanego fizycznie problemu i poprawnej idealizacji dodatkową niestabilność numeryczną może spowodować zbyt gęsta siatka. Dlatego też podczas analizy może wystąpić wiele błędów. Jednak najistotniejsze w metodzie elementów skończonych jest oszacowanie błędu dyskretyzacji (bardzo ważny w analizie wytrzymałościowej) i błędu rozwiązania.

Dokonując dyskretyzacji należy mieć na uwadze to jakich dokonano uproszczeń. Uproszczenia przeprowadza się na każdym etapie tworzenia modelu dyskretnego. A więc błędy związane z wprowadzonymi uproszczeniami i dyskretyzacją mogły nastąpić podczas [81]:

- zbytniego uproszczenia modelu geometrycznego,
- niewłaściwego zastosowania elementów skończonych w czasie dyskretyzacji,
- wykorzystania zbyt gęstej siatki,
- braku zagęszczenia siatki w newralgicznych miejscach,
- uproszczenia przyłożonego, ciągłego obciążenia do siły wypadkowej.

Podczas dyskretyzacji wymagane jest zachowanie objętości w obiektach 3D i powierzchni w obiektach 2D. Dlatego też jeżeli modelujemy na przykład za pomocą wielokąta złożonego z odcinków prostych, obszar o kształcie koła należy zwrócić uwagę na prawidłowy wybór węzłów. W tym przypadku wielokąt nie powinien być ani opisany ani wpisany w okrąg. Jego boki powinny przecinać okrąg, tak aby powierzchnia wielokąta była równa powierzchni koła (rys. 37).





Rys. 37 Dyskretyzacji koła: nieprawidłowa a) i b), prawidłowa c).  $A_k$  powierzchnia koła,  $A_m$  powierzchnia modelu [81].

Błędy dyskretyzacji można ograniczyć na dwa sposoby. Zwiększając liczbę parametrów używanych do opisu modelu a więc poprzez zwiększenie liczby elementów skończonych. Im jest więcej elementów czyli im drobniejsza jest siatka elementów skończonych tym błąd metody jest mniejszy. Należy jednak pamiętać, że zbyt gęsta siatka w niektórych miejscach może zniekształcić wartości poszukiwanych niewiadomych a ponadto wydłuży czas obliczeń. Drugi sposób to podwyższenie stopnia wielomianów interpolacyjnych, które tworzą funkcje kształtu.

#### 4.4.3. Błąd zaokrągleń

Błąd zaokrągleń jest to różnica między analitycznymi wynikami z modelu dyskretnego  $\{r\}^d$  a wynikami obliczeń numerycznych  $\{r\}^n$ . Błędy obliczeń numerycznych zależą od: długości słowa maszyny cyfrowej w trakcie wykonywania podstawowych działań arytmetycznych, stosowanych typów danych i procedur całkowania numerycznego. Błąd zaokrągleń można zapisać w postaci równania [81]:

$$\delta\{r\}^z = \{r\}^d - \{r\}^n. \quad (4)$$

#### 4.4.4. Błąd rozwiązania

W metodzie elementów skończonych określenie dokładności rozwiązania stanowi bardzo ważne i trudne zagadnienie ponieważ sama metoda z założenia jest przybliżona. Błędy rozwiązania wywodzą się z dwóch źródeł [88]:

- dyskretyzacji obiektu, która tkwi w samej metodzie, natomiast pochodzące stąd błędy zawarte są w układach równań,
- zaokrągleń arytmetycznych - ta przyczyna ujawnia się w procesie rozwiązywania układu równań, realizowanego na drodze przetwarzania numerycznego.

Kumulacja błędów dyskretyzacji i zaokrągleń arytmetycznych zachodzi podczas całego procesu obliczeniowego.

W obu przypadkach można wpłynąć na wielkość błędu poprzez wykorzystanie odpowiednich metod i algorytmów obliczeniowych, jednakże ograniczyć można je jedynie, gdy potrafimy szacować ich wielkość.

Błąd rozwiązania  $\delta\{r\}^r$  można przedstawić za pomocą równania [81]:

$$\delta\{r\}^r = \{r\} - \{r\}^n, \quad (5)$$

jest to różnica między wynikami ścisłego rozwiązania dla modelu ciągłego  $\{r\}$  a wynikami obliczeń numerycznych  $\{r\}^n$ .

#### 4.4.5. Błąd całkowity

Błąd całkowity,  $\delta\{r\}^d$ , prezentuje różnicę między wynikami, które by otrzymano ze ścisłego rozwiązania ciągłego modelu  $\{r\}$  a wynikami modelu dyskretnego  $\{r\}^d$ . Błąd ten można opisać następującym równaniem [81]:

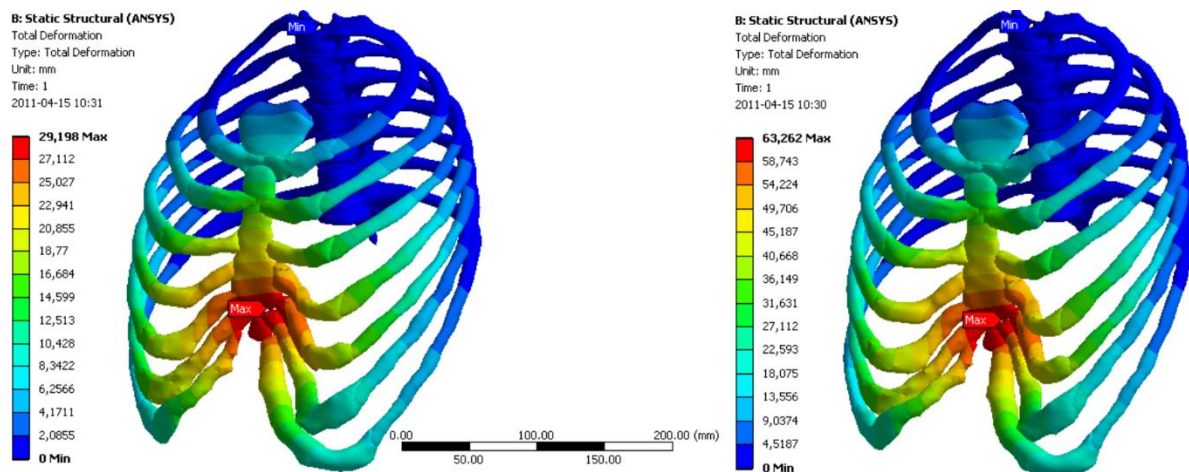
$$\delta\{r\}^d = \{r\} - \{r\}^d. \quad (6)$$

W ogólnym przypadku błąd ten nie jest znany.

## 5. Zastosowanie MES w biomechanice

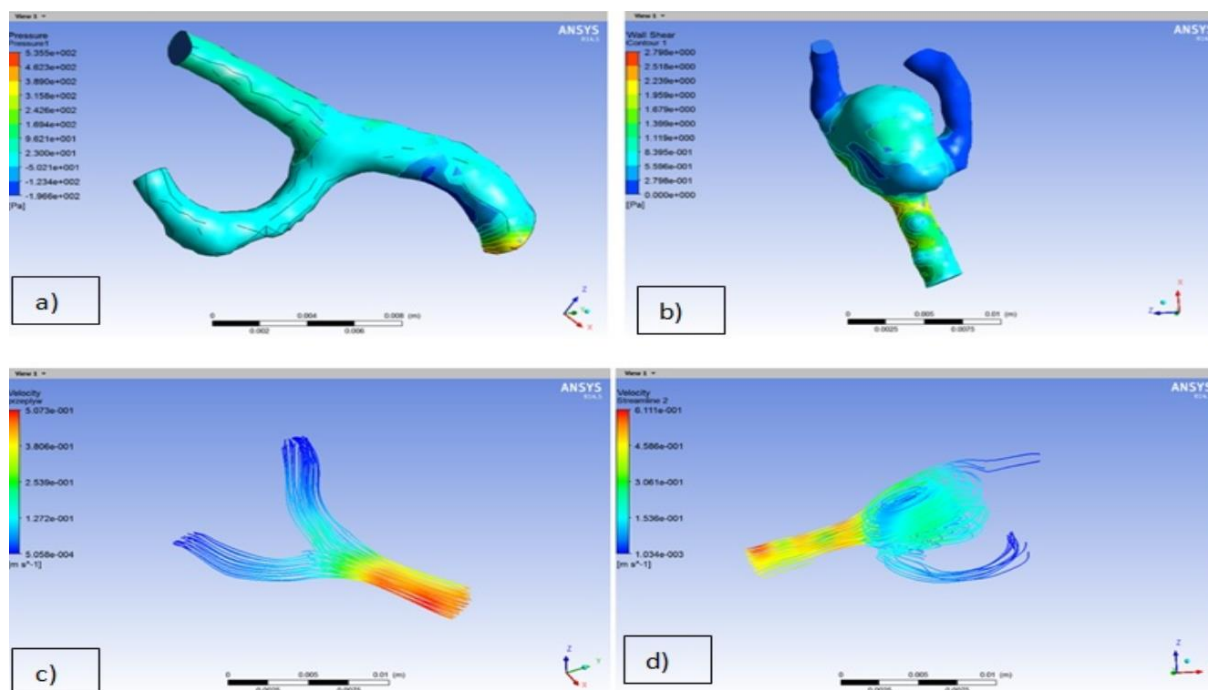
Organizm ludzki jest skomplikowaną i złożoną konstrukcją, która w dzisiejszych czasach dzięki postępowi medycyny może otrzymać części zamienne - implanty. Zapotrzebowanie na implanty może wynikać z wydłużonego czasu życia ludzi, czy też uprawiania ekstremalnych sportów. Dlatego też istnieje konieczność teoretycznego oraz doświadczalnego badania modeli tych części. Do tej pory przy projektowaniu implantów główną rolę odgrywały metody doświadczalne. Aktualnie podstawowymi metodami badań jest modelowanie i analiza numeryczna oraz symulacja komputerowa. Zakres tych badań obejmuje wiele dziedzin od leczenia chorych przez przeprowadzanie rehabilitacji do treningów sportowych.

Nowe metody bazujące na symulacjach komputerowych stanowią podstawę postępu w analizie obrazów medycznych, co daje medycynie praktyczne narzędzie, dzięki któremu można wykonać symulacje wykorzystując indywidualne dane anatomiczne i fizjologiczne konkretnego pacjenta. Indywidualne podejście do pacjenta pozwala przewidzieć wyniki procedur leczenia i prowadzi do projektowania optymalnego leczenia indywidualnych pacjentów [89] [90]. Metodę elementów skończonych często stosuje się do modelowania układu kostnego człowieka, poszczególnych kości [91] [92] [93] [94], mięśni [95], czy też serca [96] [97]. Metoda ta daje olbrzymie możliwości medycynie np. umożliwia symulację operacji wszczepienia by-passów [98], pomaga w wyborze rodzaju i typu endoprotez stawu biodrowego [99] [100] umożliwia również przeprowadzanie analizy przepływu krwi w układzie krwionośnym [101] [102] [103]. Przykładowe wyniki analiz MES przedstawiono na poniższych rysunkach. Rys. 38 porównuje zmianę przemieszczeń mostka w trakcie przeprowadzania pośredniego masażu serca pod wpływem dwóch różnych sił oraz rozkład naprężeń zredukowanych dla granicznych wartości sił. Poniższy rysunek stanowi część analizy numerycznej, która pozwoliła na wyznaczenie zakresu sił jakie należy użyć podczas masażu serca aby był on skuteczny i bezpieczny dla pacjenta.



Rys. 38 Porównanie przemieszczenia względnego kości dla siły 150 i 325 N użytej w czasie masażu serca [104].

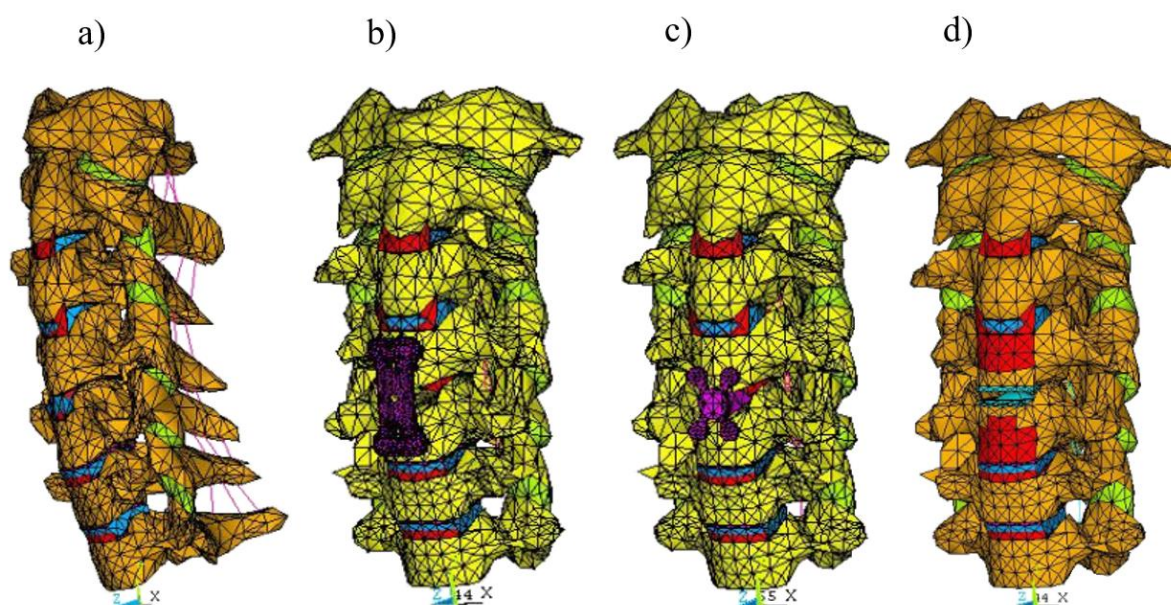
Kolejny rysunek (rys. 39) przedstawia analizę przepływu krwi w tętnicy fizjologicznie prawidłowej oraz tętnicy z tętniakiem.



Rys. 39 Rozkład ciśnienia w tętnicy fizjologicznie prawidłowej a), naprężenie tętnicy z tętniakiem b), prędkości przepływu krwi dla tętnicy prawidłowej c), prędkości przepływu krwi w tętnicy z tętniakiem d) [105].

Modele zdrowej tętnicy mózgowej środkowej i tętnicy patologicznej z tętniakiem zostały opracowane na podstawie zdjęć z tomografii komputerowej różnych pacjentów. W wyniku przeprowadzonych symulacji ujawniono, że występują silne turbulencje i zawirowania krwi w obrębie tętniaka, który zaburza prawidłowy przepływ krwi. Natomiast w przypadku fizjologicznie prawidłowej tętnicy w miejscu jej rozwidlenia odkryto występowanie obszarów o podwyższonym ciśnieniu i naprężeniu, które może powodować powstawanie tętniaków.

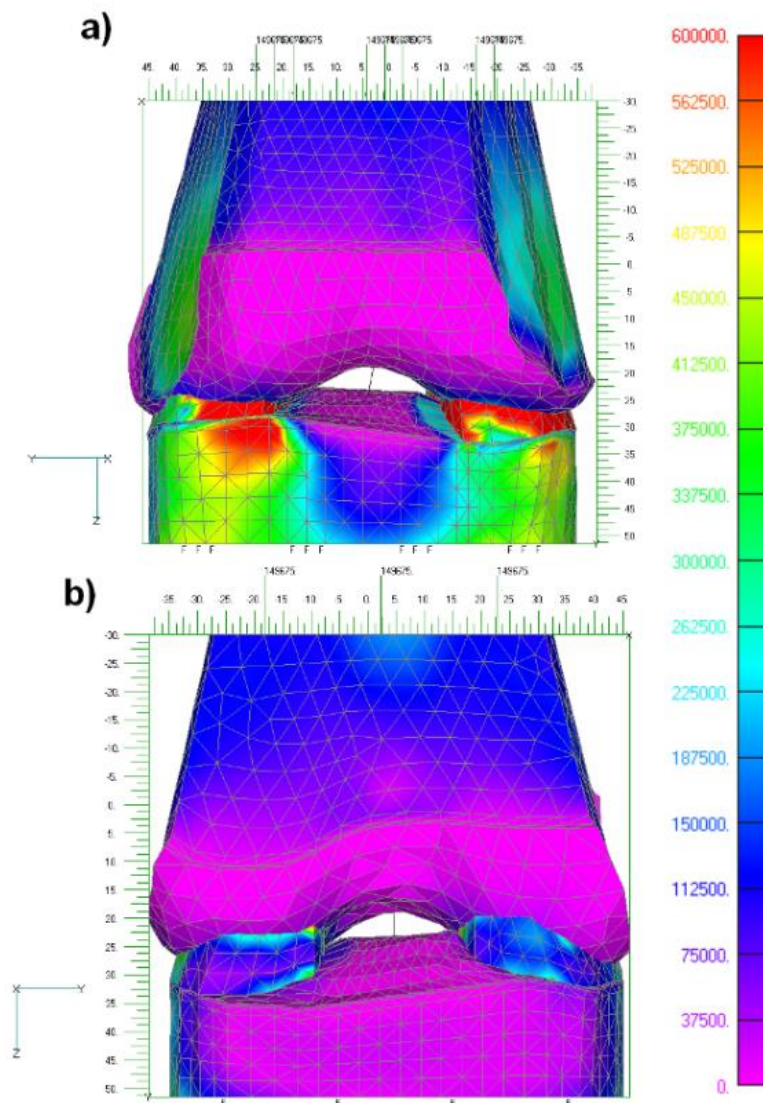
Poniższy rysunek (rys. 40) przedstawia fizjologiczne modele kręgosłupa szyjnego wraz z trzema wybranymi stabilizatorami: Zenith, D Fun M oraz Prodisc C. Przyjęto, że model fizjologiczny kręgosłupa może posłużyć do przeanalizowania wyników stosowania różnych technik operacyjnych. Dlatego też w miejsce usuniętego krążka międzykręgowego wprowadzano po kolei wybrane implany. Dzięki temu można było przeprowadzić analizę statyczną, która pozwoliła na wyznaczenie przemieszczeń, naprężeń, odkształceń i sił wewnętrznych kręgosłupa po wprowadzeniu stabilizatora.



Rys. 40 Modele odcinka kręgosłupa szyjnego: fizjologiczny a), z płytką Zenith b), ze stabilizacją D Fun M c), z implantem Prodisc C d) [106].

Rys. 41 prezentuje porównanie rozkładu naprężeń zredukowanych w modelu prawidłowego stawu kolanowego w pozycji wyprostowanej z przodu i z tyłu. Dzięki stworzeniu takiego modelu numerycznego można przeprowadzić analizy biomechaniczne i między innymi określić warunki przenoszenia obciążeń.





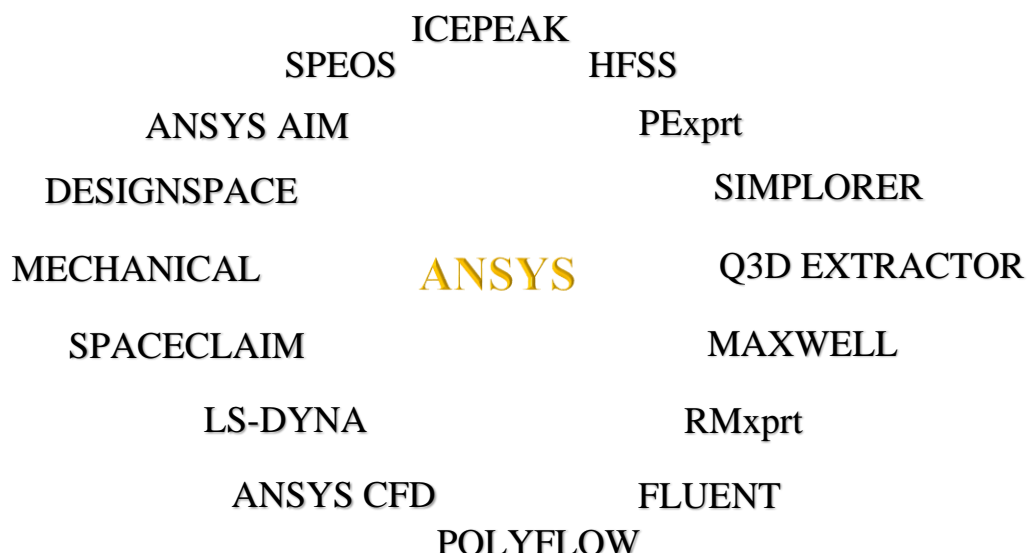
Rys. 41 Model prawidłowego stawu kolanowego wraz z rozkładem naprężeń zredukowanych w pozycji wyprostnej: widok z przodu a), widok z tyłu b) [107].

Metodę MES stosuje się również do projektowania i doboru implantów medycznych. Bardzo przydatne okazują się symulacje oddziaływania urządzeń medycznych na organizm pacjenta z równoczesnym zniesieniem barier fizjologicznych czy też anatomicznych. Takie symulacje polegają na wirtualnym prototypowaniu urządzeń medycznych w zależności od indywidualnych cech pacjenta, czyli umożliwia symulacje zabiegów w trakcie których wykorzystuje się różne warianty urządzeń jak również różne cechy pacjentów. W ten sposób otrzymuje się wirtualne testy kliniczne prowadzące do zwiększenia efektywności narzędzi i bezpieczeństwa, ale też skrócenia czasu od momentu projektowania urządzeń do ich sprzedaży a co za tym idzie znacznej redukcji kosztów.

## 6. Program ANSYS

ANSYS jest pakietem do obliczeń numerycznych wykorzystujących metodę elementów skończonych. Komercyjnie jest wykorzystywany już od 1970 roku. Umożliwia kompleksowe symulacje niemal w każdej dziedzinie. Dzięki łatwej obsłudze i intuicyjnemu interfejsowi graficznemu nawet mniej doświadczony użytkownik może dokonać swoich pierwszych analiz i rozwijać umiejętności w modelowaniu numerycznym wykorzystując metodę elementów skończonych.

System obliczeniowy ANSYS może być wykorzystywany m.in. w analizie mechanicznej, pola elektrycznego, magnetycznego, mechanice płynów czy też w zagadnieniach wymiany ciepła etc. Jest stosowany do rozwiązywania zagadnień liniowych i nieliniowych oraz mechaniki konstrukcji z wykorzystaniem analizy statycznej. Ponadto zastosowanie tego programu może obejmować również analizę stanów nieustalonych, drgań własnych, stateczności a nawet zjawiska zmęczenia i pękania. Środowisko obliczeniowe ANSYS oprócz najpopularniejszego modułu - MECHANICAL oferuje różne produkty z zakresu mechaniki płynów, elektromagnetyzmu i optyki (rys. 42). ANSYS ponadto zawiera wiele narzędzi i dodatków takich jak np. LS-DYNA, ROCKYDEM, PARTICLE WORKS. LS-DYNA jest modułem do rozwiązywania problemów dynamiki nieliniowej i pozwala na uwzględnienie w analizie: dużych odkształceń, pełzania, plastyczności etc. Natomiast moduły ROCKYDEM i PARTICLE WORKS umożliwiają symulacje materiałów sypkich i symulacje zagadnień takich jak mieszanie płynów czy chlapanie. Dlatego też firma ANSYS inc. posiada jedno z najbardziej zaawansowanych narzędzi do analiz numerycznych na rynku. Dzięki niemu użytkownik może optymalnie dobrać opcje do własnych potrzeb w trakcie przeprowadzania analizy numerycznej. Pomimo wielu modułów i narzędzi obliczeniowych wszystko funkcjonuje w jednym, spójnym środowisku pracy - ANSYS Workbench. Takie rozwiązanie bardzo ułatwia pracę użytkownikom ponieważ raz wykonany model geometryczny, jedna siatka elementów skończonych czy zestaw warunków brzegowych mogą być wykorzystane w wielu różnych analizach. Dokładne możliwości pakietu obliczeniowego ANSYS można znaleźć w zestawieniu [108].



Rys. 42 Produkty środowiska obliczeniowego ANSYS. Opracowano na podstawie [109] [110].

## 6.1. Struktura programu

Oprogramowanie ANSYS jest podzielone na następujące narzędzia obliczeniowe, które umożliwiają rozwiązanie wielu problemów fizycznych:

- preprocesor,
- solver - procesor,
- postprocesor.

Preprocesor jest używany na etapie wstępnego przetwarzania informacji i jest odpowiedzialny za komunikację z użytkownikiem, czyli wprowadzenie danych niezbędnych do jednoznacznego zdefiniowania modelu obliczeniowego oraz przygotowanie danych do obliczeń takich jak wybór materiału czy rodzaju analizy. Etap ten umożliwia również użytkownikowi tworzenie geometrii modelu odpowiadającego konstrukcji problemu do rozwiązania. Do tego celu służy DesignModeler (DM), w którym użytkownik może pracować jak w każdym innym programie CAD (do projektowania wspomaganego komputerowo). Ponadto DM obsługuje wszystkie popularne systemy CAD dlatego też istnieje możliwość importowania gotowych modeli geometrycznych, przygotowanych w innym programie. W ANSYS Mechanical na etapie preprocesora wprowadza się również obciążenia i warunki brzegowe rozpatrywanej konstrukcji. Produkt ten zawiera wsparcie symulacji połączeń,



wyboczenia, zachowania nieliniowego czy też zmęczenia. Bardzo ważną funkcją w preprocesorze jest wybór elementów skończonych i stworzenie siatki. Należy pamiętać, że źle nałożona siatka powoduje otrzymanie błędnych wyników. W tym działaniu może pomóc sam program ANSYS, gdyż jest zaopatrzony w automatyczne tworzenie siatki elementów skończonych, która jest bardzo dobrej jakości i zwraca takie same wyniki jak w przypadku tworzonej siatki MES przez doświadczonego użytkownika. Dodatkowo siatkę można zagęścić w newralgicznych miejscach według uznania użytkownika. Natomiast dzięki przyjaznemu interfejsowi graficznemu można graficznie zaprezentować cały przygotowany model.

Solver nazywany jest również procesorem. Jego najważniejszą funkcją jest przeprowadzanie obliczeń MES. Ponadto moduł ten umożliwia określenie warunków rozwiązania, określenie zakresu wyników do zapisania w pliku wynikowym. Umożliwia również określenie sposobu obciążenia, czyli można wybrać liczbę kroków w której nastąpi obciążenie lub można określić czas w jakim będzie obciążenie działało. Moduł ten „samodzielnie” generuje funkcje kształtu, oblicza macierze elementów i macierze transformacji. Ponadto dokonuje agregację i buduje układy równań, których może być nawet dziesiątki tysięcy. Moduł ten stosuje specjalne techniki rozwiązania w celu zmniejszenia wymagań dotyczących przechowywania danych i czasu obliczeń. Dzięki temu dość szybko rozwiązuje układy równań i zwraca użytkownikowi wartości analizowanych wielkości fizycznych.

Jednym z najważniejszych etapów analizy numerycznej jest kontrola jej wyników w celu określenia w jaki sposób przyłożone obciążenia wpływają na projekt i sprawdzenia poprawności wyników. Ocena wyników rozwiązania jest określana jako przetwarzanie końcowe wykonane przez postprocesor. W tym module można prezentować i analizować dane rozwiązania w celu rozsądnej oceny inżynierskiej oraz ustalenia, czy wyniki rozwiązania są fizycznie uzasadnione. Oprogramowanie postprocesorowe zawiera wyrafinowane procedury używane do sortowania, drukowania wybranych wyników z rozwiązania opartego na elementach skończonych. Moduł ten umożliwia więc prowadzenie obserwacji, analizy i opracowania rezultatów, przygotowanie raportu z analizy, opracowanie ścieżek, wzdłuż których prowadzona będzie szczegółowa analiza i inne. Dodatkowo zadaniem postprocesora jest przygotowanie otrzymanych wyników oraz ich prezentacja zwykle graficzna i ewentualny wydruk. Za pomocą tego postprocesora możemy wyświetlać kontury, wielkość naprężeń węzłowych, współczynnik bezpieczeństwa, zdeformowane kształty, siły i momenty elementów, przemieszczenia w trzech kierunkach, kontur naprężeń, naprężenia von Misesa, naprężenia główne etc.

W niniejszej pracy skupiono się na sile jaką wywierają ramiona klamry na odłamy kostne wracając do swojego oryginalnego kształtu oraz na zredukowanych naprężeniach von Misesa, które można zapisać w następujący sposób:

$$\sigma = \sqrt{\frac{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2}{2} + 3(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)} \quad (7)$$

gdzie:

$\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$  - naprężenie normalne,

$\tau_{xy}, \tau_{zy}, \tau_{zx}$  - naprężenia ścinające.

Naprężenia te są naprężeniami normalnymi zastępczymi, które mogą być porównywane z wytrzymałością materiału w stanie jednoosiowego rozciągania. Naprężenia zredukowane zależą od wszystkich składowych tensora naprężeń. Wyznacza się je na podstawie hipotez wytrzymałościowych.

## 6.2. Model nadsprężystości

Rys. 43 przedstawia wyidealizowaną zależność naprężenia od odkształcenia materiału nadsprężystego. Zaznaczono na nim charakterystyczne parametry materiałowe wykorzystywane w modelu nadsprężystości. Do takich parametrów materiałowych zalicza się:

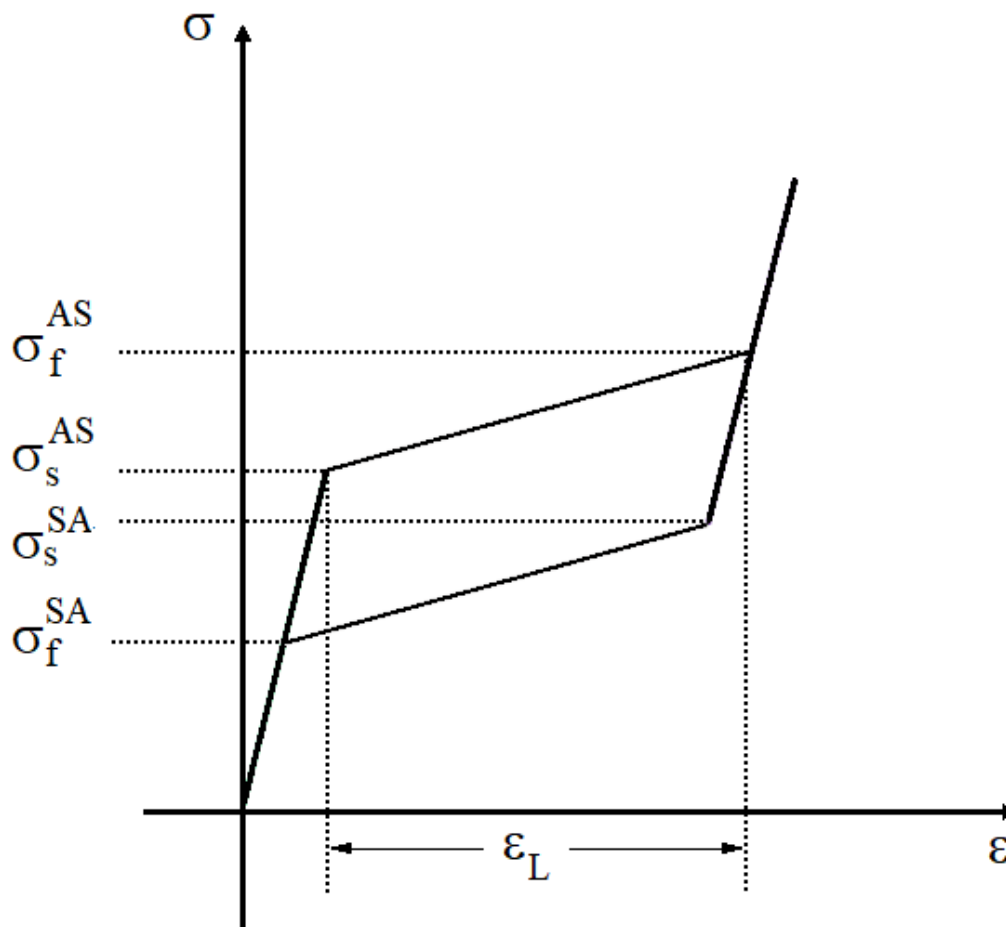
$\sigma_s^{AS}$  - początkowa wartość naprężenia dla przemiany fazowej austenitu w martenzyt,

$\sigma_f^{AS}$  - końcowa wartość naprężenia dla przemiany fazowej austenitu w martenzyt,

$\sigma_s^{SA}$  - początkowa wartość naprężenia dla przemiany fazowej martenzytu w austenit,

$\sigma_f^{SA}$  - końcowa wartość naprężenia dla przemiany fazowej martenzytu w austenit,

$\epsilon_L$  - maksymalne odkształcenie poniżej, którego odkształcenie jest odwracalne.



Rys. 43 Wyidealizowana zależność naprężenia od odkształcenia materiału wykazującego efekt nadspężystości.

W modelu nadspężystości są również wykorzystywane następujące parametry, które nie zostały przedstawione na powyższym rysunku (rys. 43):

- $\alpha$  - parametr materiałowy określający różnicę między odpowiedzią materiału na rozciąganie i ściskanie (opisuje wpływ ciśnienia hydrostatycznego na przemiany fazowe),
- $E$  - moduł Younga fazy austenicznej i martenzytycznej,
- $\nu$  - współczynnik Poissona fazy austenicznej i martenzytycznej.

Środowisko obliczeniowe ANSYS posiada dużą bibliotekę modeli materiałów, z której użytkownik może korzystać w trakcie prowadzenia analizy. Ponadto istnieje możliwość wprowadzenia niestandardowego modelu materiału zdefiniowanego przez użytkownika. W niniejszej pracy materiałem badań są klamry wykonane ze stopu z pamięcią kształtu. Do analizy numerycznej został wykorzystany dostępny w bibliotece model materiałów

wykazujących efekt nadspężystości. Model ten został opracowany na podstawie pracy Auricchio i in. [111] i przyjmuje, że [112]:

- a) przemiany fazowe zachodzą wyłącznie pod wpływem naprężeń,
- b) efekt nadspężystości jest rozważany w kontekście procesu izotermicznego,
- c) uwzględniane są tylko przemiany fazowe austenitu w martenzyt ( $A \rightarrow S$ ) i martenzytu w austenit ( $S \rightarrow A$ ),
- d) materiał jest izotropowy,
- e) wynik końcowy jest niezależny od szybkości zachodzącego procesu przemian,
- f) brak jest naprężeń niesprężystych,
- g) dla fazy austenitycznej i martenzytycznej są takie same:
  - a. moduły sprężystości,
  - b. współczynniki Poissona,
  - c. współczynniki rozszerzalności cieplnej.

W tym modelu materiał składa się z dwóch faz: austenitycznej i martenzytycznej. Wprowadzono więc dwie zmienne opisujące ilość frakcji martenzytycznej  $\xi_S$  i austenitycznej  $\xi_A$ . Zmienne te są wzajemnie zależne i spełniają relacje wyrażone następującymi równaniami [112]:

$$\begin{aligned}\xi_S + \xi_A &= 1 \\ \dot{\xi}_S + \dot{\xi}_A &= 0\end{aligned}\tag{8}$$

Powyższe równania określają, że obie frakcje w całości wypełniają materiał i dlatego szybkości ich zmian są takie same co do wartości lecz mają przeciwne znaki. W modelu za zmienną niezależną wybrano  $\xi_S$ . Szybkość zmian frakcji można wyrazić poniższymi równaniami jeśli przemiana austenitu w martenzyt zostanie oznaczona za pomocą górnego indeksu „AS” natomiast przemiana martenzytu w austenit górnym indeksem „SA” [112]:

$$\begin{aligned}\dot{\xi}_S &= \dot{\xi}_S^{AS} + \dot{\xi}_S^{SA} \\ \dot{\xi}_A &= \dot{\xi}_A^{AS} + \dot{\xi}_A^{SA} \\ \dot{\xi}_A^{AS} &= -\dot{\xi}_S^{AS} \\ \dot{\xi}_A^{SA} &= -\dot{\xi}_S^{SA}\end{aligned}\tag{9}$$

Pierwsze dwa równania opisują szybkość zmian frakcji jednej fazy, która jest sumą szybkości zmian frakcji podczas obu przemian ( $A \rightarrow S$  lub  $S \rightarrow A$ ). Natomiast pozostałe równania pokazują, że szybkość zmian jednej fazy jest równa szybkości zmian drugiej fazy lecz z przeciwnym znakiem. Powyższe równania wynikają z równania (8).

Dodatkowo zakłada się, że przemiana odbywa się w sposób całkowicie odwracalny i uzyskuje się pełny odzysk kształtu. Odształcenia materiału podczas przemian fazowych są rozpatrywane oddzielnie. Zależność przemiany fazowej od ciśnienia jest modelowana za pomocą następującej funkcji obciążenia [113]:

$$F = q + 3\alpha p \quad (10)$$

gdzie:

$$q = \sqrt{\frac{3}{2}} \mathbf{S} : \mathbf{S},$$

$$\mathbf{S} = \sigma - p\mathbf{1},$$

$$p = \frac{1}{3} \sigma \mathbf{1},$$

oraz:

$\alpha$  – parametr materiałowy,

$\sigma$  – naprężenie,

$\mathbf{1}$  – tensor jednostkowy.

Funkcję przemiany wykorzystuje się w obu procesach przemiany fazowej ( $A \rightarrow S$  lub  $S \rightarrow A$ ) dlatego też nie stosuje się górnych indeksów.

Rozwój w czasie frakcji martenzytu dla przemiany austenit w martenzyt ( $A \rightarrow S$ ) opisany jest następująco:

$$\dot{\xi}_S^{AS} = -H^{AS}(1 - \xi_s) \frac{\dot{F}}{F - \sigma_f^{AS}(1 + \alpha)} \quad (11)$$

ze zdefiniowanym  $H^{AS}$  w następujący sposób [112]:

$$H^{AS} = \begin{cases} 1 & \text{jeśli} \quad \sigma_s^{AS}(1 + \alpha) < F < \sigma_f^{AS}(1 + \alpha) \quad i \quad \dot{F} > 0 \\ 0 & \text{w przeciwny razie} \end{cases} \quad (12)$$

gdzie  $\sigma_s^{AS}, \sigma_f^{AS}$  są to parametry materiałowe przedstawione na rys. 43.

W analogiczny sposób opisuje się przemianę martenzytu w austenit ( $S \rightarrow A$ ) i korzysta się wtedy z następującej zależności [112]:

$$\dot{\xi}_S^{SA} = H^{SA}(\xi_s) \frac{\dot{F}}{F - \sigma_f^{SA}(1 + \alpha)}$$

$$H^{SA} = \begin{cases} 1 & \text{jeśli} \quad \sigma_f^{SA}(1 + \alpha) < F < \sigma_s^{SA}(1 + \alpha) \text{ i } \dot{F} > 0 \\ 0 & \text{w przeciwny razie} \end{cases} \quad (13)$$

gdzie  $\sigma_s^{SA}, \sigma_f^{SA}$  są parametrami materiałowymi pokazanymi na rys. 43.

Parametr materiałowy  $\alpha$  charakteryzuje różnicę reakcji materiału na rozciąganie i ściskanie. Jeżeli reakcje na rozciąganie i ściskanie są takie same to wtedy  $\alpha = 0$ . Dla jednoosiowego testu rozciągania - ściskania  $\alpha$  można powiązać z wartością początkową przemiany fazowej austenitu w martenzyt podczas rozciągania ( $\sigma_t^{AS}$ ) i ściskania ( $\sigma_c^{AS}$ ) w następujący sposób [113]:

$$\alpha = \frac{\sigma_c^{AS} - \sigma_t^{AS}}{\sigma_c^{AS} + \sigma_t^{AS}} \quad (14)$$

Relację między naprężeniem i odkształceniem można zapisać w następujący sposób [113]:

$$\sigma = \mathbf{D} : (\varepsilon - \varepsilon_{tr})$$

$$\dot{\varepsilon}_{tr} = \dot{\xi} \varepsilon_{rmax} \frac{\partial F}{\partial \sigma}$$

gdzie:

$\mathbf{D}$  - tensor sztywności,

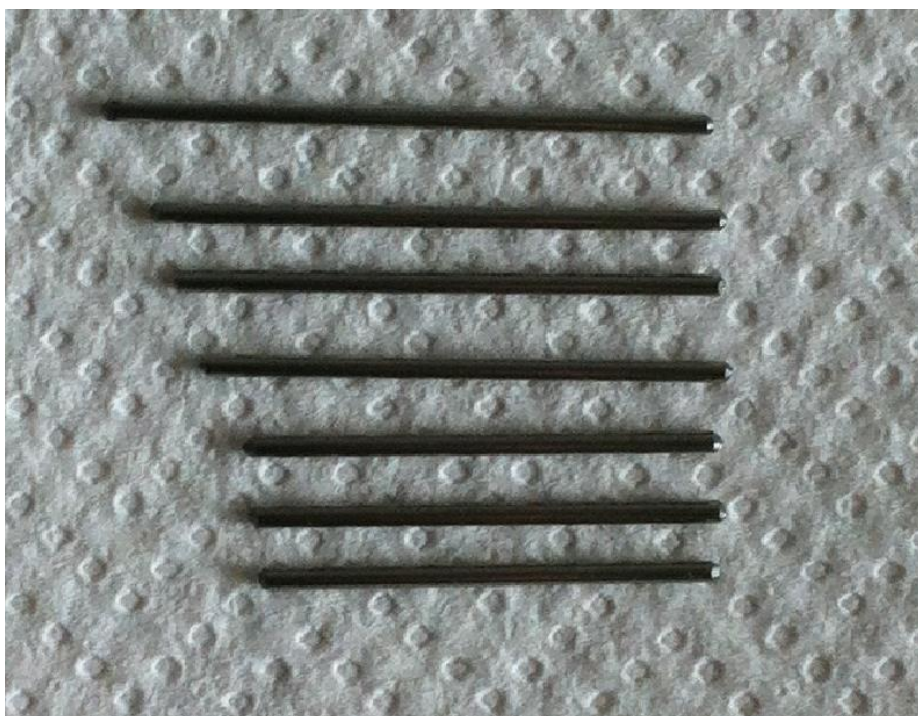
$\varepsilon_{tr}$  - tensor odkształcenia przemiany,

$\varepsilon_L$  - parametr materiałowy przedstawiony na rys. 43.

Dla Nitinolu parametr materiałowy  $\alpha$  przyjmuje zwykle wartości od 0 do 0,1 [113].

## 7. Część eksperymentalna

W części eksperymentalnej omówiono zastosowane techniki eksperymentalne, przeprowadzone z ich użyciem eksperymenty, otrzymane wyniki oraz ich analizę. Część ta zawiera również omówienie przeprowadzonych eksperymentów numerycznych wraz z analizą uzyskanych wyników. Przedstawiono również porównanie wyników z obu wyżej wymienionych grup eksperymentów. Potrzebne do analizy numerycznej parametry startowe obejmujące między innymi właściwości stopów z pamięcią kształtu zostały wyznaczone doświadczalnie dla drutów NiTi firmy Euroflex. Klamry zostały wykonane przez pana doktora Zdzisława Lekstona z drutu o nominalnej średnicy 1,3 mm tej samej firmy. Niestety drut o tej średnicy nie był dostępny do dalszych pomiarów. Z tego powodu wybrano spośród dostępnych drutów firmy Euroflex druty o średnicach najbardziej zbliżonych do średnicy klamer do osteosyntezy. Pomiary zostały wykonane dla drutów o średnicy 1,4 mm i 1,5 mm. Typoszereg klamer o siedmiu różnych długościach przęsła został wykonany w warunkach laboratoryjnych. Proces wykonania klamer rozpoczęto od pocięcia drutu na kawałki o odpowiednich długościach zapewniających zadaną długość przęsła i ramion. Następnie zaokrąglono ich końcówki. Rys. 44 przedstawia przygotowane do dalszej obróbki odcinki drutu NiTi.



Rys. 44 Odcinki drutu NiTi przygotowane do produkcji klamer.



Klamrom nadawano kształt dwuetapowo. Wynikało to z doświadczenia pana doktora Zdzisława Lekstona wykonującego klamry ze stopów NiTi. Przed pierwszym krokiem klamry lokalnie ogrzewano palnikiem gazowym w miejscach, w których miały powstać kolanka. Następnie wstępnie wygięto je kleszczami o kąt około trzydzieści stopni (rys. 45).



Rys. 45 Wstępnie wygięte druty NiTi.

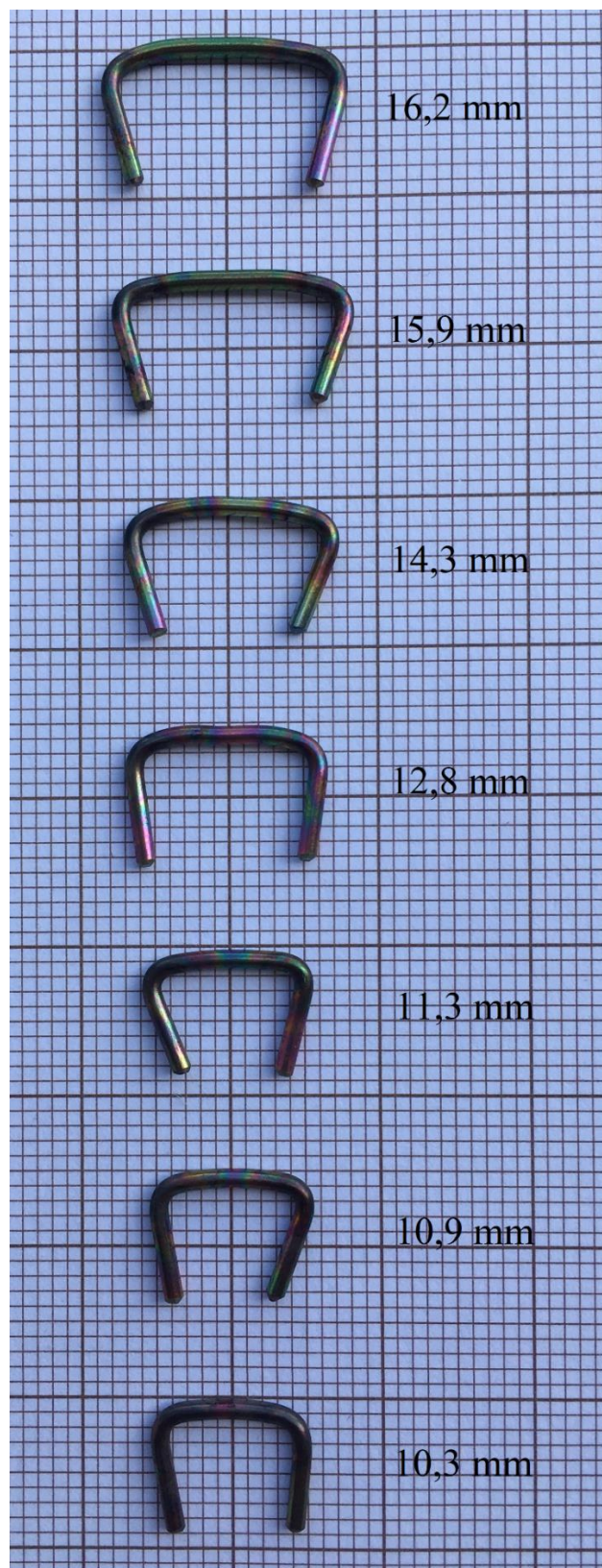


Ostateczny kształt klamrom nadawano wyginając je również na gorąco w ogniu palnika gazowego. Sądząc po kolorze żarzenia, drut był lokalnie nagrzewany do temperatury około 750 - 800°C (rys. 46). Klamrom nadawano nie tylko zadany kąt ugięcia ramion, ale również płaski kształt. Ze względów klinicznych wymagane jest, aby oba ramiona klamry do osteosyntezy znajdowały się w jednej płaszczyźnie.



Rys. 46 Końcowe kształtowanie klamer do osteosyntezy.

Rys. 47 przedstawia powstały w ten sposób typoszereg klamer do osteosyntezy. Ze względu na laboratoryjny charakter wykonywania klamer charakteryzują się one pewną asymetrią. Można zauważyć nieznaczne różnice kątów podgięcia oraz długości ramion poszczególnych klamer. Zróżnicowane przebarwienia powierzchni metalu świadczą o jego niejednorodnym nagrzewaniu.



Rys. 47 Przygotowany do pomiarów typoszereg klamer do osteosyntezy wykonanych z drutu NiTi.

## 7.1. Statyczna próba rozciągania drutów NiTi

Pierwsze pomiary wykonano w celu wyznaczenia charakterystycznych poziomów naprężeń przemian fazowych  $\sigma_s^{AS}$ ,  $\sigma_f^{AS}$ ,  $\sigma_s^{SA}$ ,  $\sigma_f^{SA}$  i modułu sprężystości  $E$  drutów wykonanych ze stopu NiTi. Testy jednoosiowego rozciągania wykonano używając maszyny wytrzymałościowej INSTRON 5982L2127 (rys. 48). Pomiary wykonano w temperaturze pokojowej. Badania przeprowadzono dla obu średnic drutów. Powtórzono je pięciokrotnie dla każdej ze średnic. Do badań użyto próbek o długości 100 mm. Na poniższym rysunku widać zamocowany w maszynie wytrzymałościowej drut NiTi o średnicy 1,4 mm podczas takiego testu.



Rys. 48 Maszyna wytrzymałościowa INSTRON 5982L2127 w czasie jednoosiowego testu rozciągania drutu NiTi.

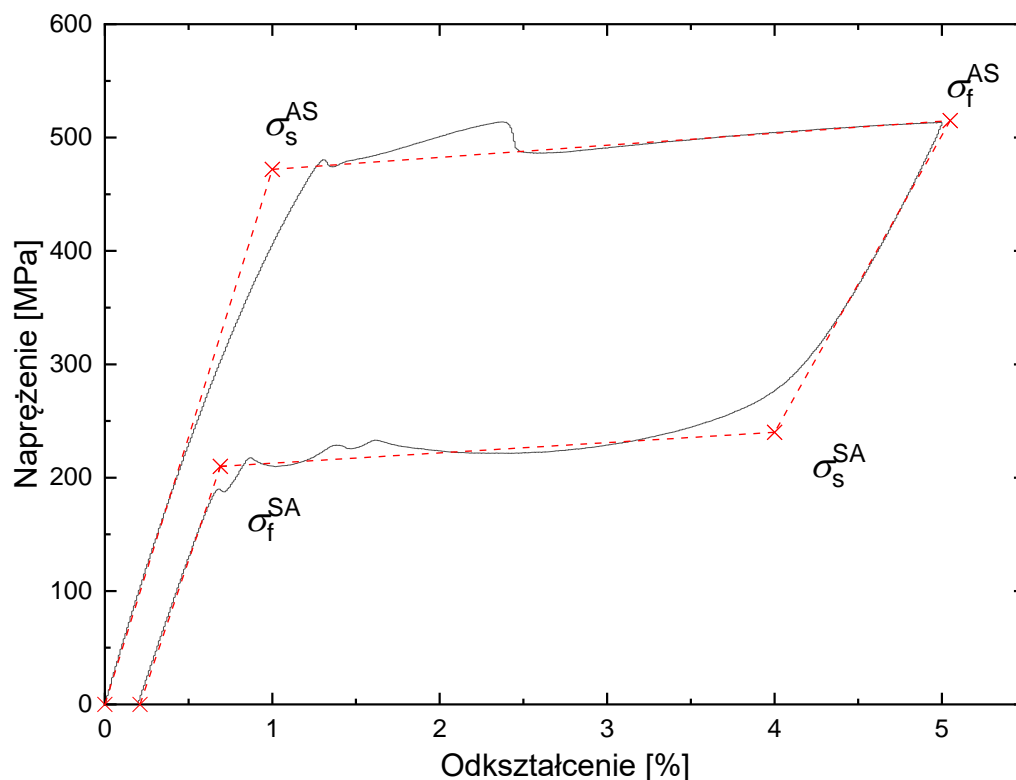
Tabela 1 zawiera zestawienie wykorzystanych próbek podczas statycznej próby rozciągania.

Tabela 1 Próbki NiTi poddane próbie statycznego rozciągania.

Numer próbki	Średnica [mm]
1	1,4
2	
3	
4	
5	
6	1,5
7	
8	
9	
10	

Pomiar jednoosiowego rozciągania drutów NiTi z wykorzystaniem oprogramowania Bluehill był kontrolowany przez skrypt, w którym uwzględniono wstępne obciążenie, przed właściwymi pomiarami. Miało to na celu usunięcie ewentualnego luzu powstałego w wyniku zakładania próbki w szczęki aparatury. Wstępne obciążenie próbki odbywało się z prędkością przesuwu belki przytwierdzającej 0,5 mm/min i trwało aż do momentu osiągnięcia wartości obciążenia równej 10 N. Procedura właściwego testu polegała na obciążaniu i odciążeniu próbki z prędkością przesuwu belki 1 mm/min. W szczególnych przypadkach koniec pomiaru następował w momencie spadku obciążenia do 100 N lub, gdy osiągnięto 40% odkształcenia.

Na poniższym rysunku (rys. 49) zaprezentowano przykładową charakterystykę zależności naprężenia od odkształcenia drutu NiTi o średnicy 1,4 mm poddanego testowi jednoosiowego rozciągania. Na krzywej zaznaczono również charakterystyczne naprężenia przemian fazowych, które zostały wyznaczone tak jak w pracy [114]. Poszczególne naprężenia uzyskano przez wyznaczenie punktów przecięcia odpowiednio poprowadzonych stycznych obejmujących jak największą część odcinka charakterystyki. Na przykład poprowadzono styczną obejmującą odcinek krzywej od 0 % odkształcenia do ok. 1,2 % odkształcenia, który odpowiada przemianę austenitu w pierwsze płytki martenzytu. Następną styczną poprowadzono tak, aby uchwycić jak największą część górnego plateau, czyli reorientację płytek martenzytu aż do momentu, w którym próbka jest w 100 % martenzytem. Punkt przecięcia tych dwóch stycznych określa wartość naprężenia  $\sigma_s^{AS}$ .



Rys. 49 Przykładowa charakterystyka  $\sigma - \varepsilon$  dla drutu o średnicy 1,4 mm wykonanego ze stopu NiTi. Czarna ciągła linia to wynik eksperymentu, odcinki czerwone przerywane służą do wyznaczania charakterystycznych naprężeń.

W tabeli 2 i tabeli 3 zestawiono wyznaczone w próbie jednoosiowego rozciągania wartości charakterystycznych naprężeń odpowiednio dla próbki o średnicy 1,4 mm i 1,5 mm. W przypadku drutu o średnicy 1,4 mm pomiar próbki nr 1 był obarczony dużym błędem z tego powodu wyników nie umieszczono w tabeli. Otrzymane wartości średnie odpowiednich naprężeń dla drutu o średnicy 1,4 mm są większe niż dla drutu o średnicy 1,5 mm pomimo tego, iż były one wykonane z tego samego materiału NiTi. Różna średnica drutu jest związana z różną obróbką plastyczną materiału. Oznacza to, że obróbka ta ma wpływ na właściwości stopu NiTi. Mając na względzie średnicę klamer wynoszącą 1,3 mm potwierdza to celowość wykonania badań dla obu dostępnych próbek o zbliżonej średnicy.

Tabela 2 Zestawienie wartości charakterystycznych naprężeń przemian fazowych podczas statycznego rozciągania drutu o średnicy 1,4 mm.

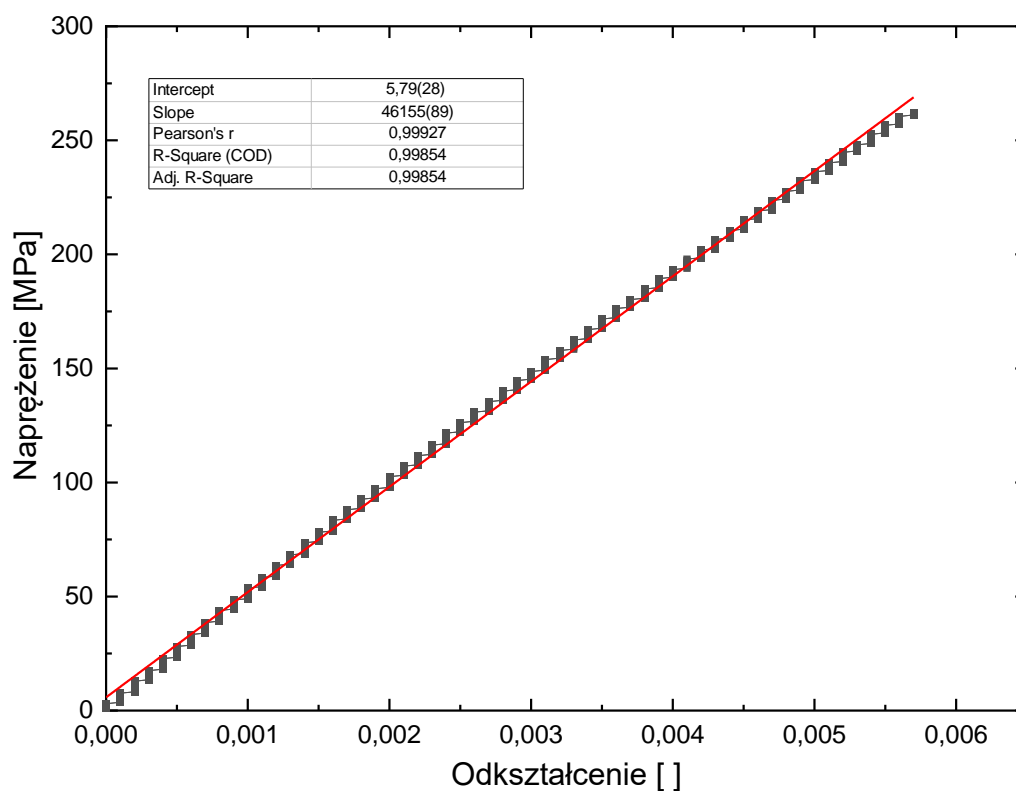
Naprężenie	Próbka 2 [MPa]	Próbka 3 [MPa]	Próbka 4 [MPa]	Próbka 5 [MPa]	Średnia [MPa]
$\sigma_s^{AS}$	465	465	482	465	469,3(85)
$\sigma_f^{AS}$	510	510	518	510	512,0(40)
$\sigma_s^{SA}$	240	240	245	240	241,3(25)
$\sigma_f^{SA}$	210	210	200	210	207,5(50)

Tabela 3 Zestawienie wartości charakterystycznych naprężeń przemian fazowych podczas statycznego rozciągania drutu o średnicy 1,5 mm.

Naprężenie	Próbka 6 [MPa]	Próbka 7 [MPa]	Próbka 8 [MPa]	Próbka 9 [MPa]	Próbka 10 [MPa]	Średnia [MPa]
$\sigma_s^{AS}$	445	456	450	455	445	450,2(53)
$\sigma_f^{AS}$	486	491	491	491	491	490,0(22)
$\sigma_s^{SA}$	191	182	182	182	181	183,6(42)
$\sigma_f^{SA}$	114	136	127	136	136	129,8(97)

Analiza początkowych danych z próby jednoosiowego rozciągania umożliwiła wyznaczenie modułu Younga. W analizowanym obszarze wybrano zakres liniowej zależności  $\sigma(\varepsilon)$ . Następnie stosując metodę regresji liniowej wyznaczono moduł Younga, który jest równy współczynnikowi kierunkowemu prostej dopasowanej do danych eksperymentalnych w wybranym zakresie. Na rysunku 50 przedstawiono wyznaczanie modułu Younga. Natomiast uzyskane wartości modułu sprężystości zostały zebrane w tabeli 4 i tabeli 5 odpowiednio dla drutów o średnicy 1,4 mm i 1,5 mm.





Rys. 50 Przykładowy prostoliniowy odcinek krzywej rozciągania drutu o średnicy 1,4 mm - czarna ciągła linia z linią trendu.

Tabela 4 Wartości modułu Younga wyznaczone dla próbek o średnicy 1,4 mm.

Próbka 1 [GPa]	Próbka 2 [GPa]	Próbka 3 [GPa]	Próbka 4 [GPa]	Próbka 5 [GPa]	Średnia [GPa]
48,029	46,179	44,895	46,021	45,898	46,2(11)

Tabela 5 Wartości modułu Younga wyznaczone dla próbek o średnicy 1,5 mm.

Próbka 6 [GPa]	Próbka 7 [GPa]	Próbka 8 [GPa]	Próbka 9 [GPa]	Próbka 10 [GPa]	Średnia [GPa]
39,993	40,024	40,436	42,007	41,205	40,73(86)

Podobnie jak to miało miejsce w przypadku powyżej wyznaczonych charakterystycznych naprężeń również wartości modułu Younga są różne dla drutów o obu średnicach. Wyznaczony moduł Younga dla drutów o średnicy 1,4 mm jest równy 46,2 GPa, a dla drutów o średnicy 1,5 mm równy 40,73 GPa. Producent drutów Euroflex SE 508 podaje, że moduł sprężystości jego produktów mieści się w szerokim zakresie od 41 GPa do 75 GPa. Dane producenta mogą świadczyć o wspomnianym powyżej wpływie obróbki na właściwości mechaniczne stopów NiTi. W tabeli poniżej porównano otrzymane wyniki z danymi producenta. Jak widać z tabeli otrzymano dobrą zgodność wyników z danymi producenta.

Tabela 6 Zestawienie wyznaczonych i podanych przez producenta wartości modułu Younga.

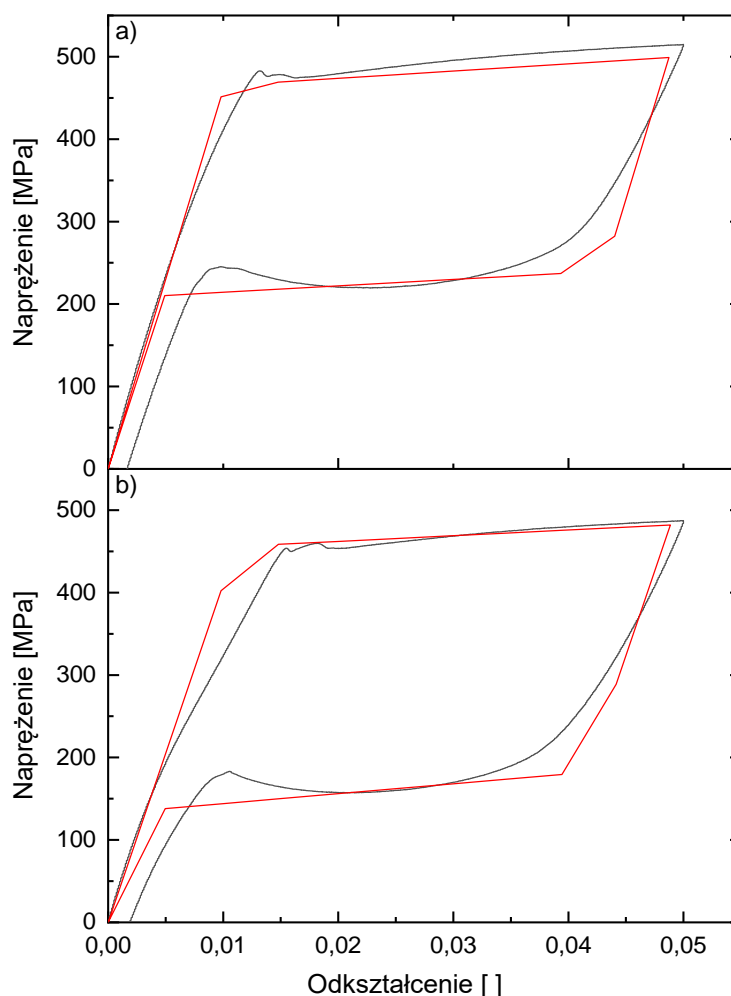
Średnica [mm]	Moduł Younga [GPa]	
	Wyznaczony	Dane producenta
1,4	46,2(11)	41 – 75
1,5	40,73(86)	

Ze względu na brak pomiarów dla drutu o średnicy takiej jak średnica klamer oraz zaobserwowane znaczne różnice otrzymanych wartości charakterystycznych naprężeń i modułu sprężystości dla obu badanych próbek o różnych średnicach zdecydowano się do analizy numerycznej użyć dwóch zestawów parametrów. Zestawy te oznaczono FEM 1.4 oraz FEM 1.5. Zawierają one wartości charakterystycznych naprężeń i modułu sprężystości wyznaczonych odpowiednio dla próbek o średnicy 1,4 mm i 1,5 mm.

W celu porównania otrzymanych charakterystyk naprężenie - deformacja z charakterystykami modelowymi z biblioteki programu ANSYS dla obu próbek przeprowadzono modelowanie zależności  $\sigma(\varepsilon)$  uwzględniające odpowiednią wartość modułu sprężystości dla danej średnicy. W czasie tych symulacji testowano również rolę parametru  $\varepsilon_L$ . Początkowo używano typowych wartości z zakresu 0,07 – 0,1. Niestety nie zapewniały one właściwych efektów modelowania. Dla niektórych z tych wartości wręcz niemożliwe było przeprowadzenie procesu analizy numerycznej. Dlatego też wykonano numeryczne poszukiwania właściwej dla badanych materiałów wartości parametru  $\varepsilon_L$ . Okazało się, że dla drutów o obu średnicach parametr  $\varepsilon_L$  ma tę samą wartość i wynosi ona 0,05. Dla tej wartości parametru  $\varepsilon_L$  uzyskano najlepszą zgodność modelu z danymi eksperymentalnymi. Na



poniższym rysunku przedstawiono zestawienie krzywej eksperymentalnej  $\sigma - \varepsilon$  i numerycznej dla próbki nr 2 o średnicy 1,4 mm i próbki nr 7 o średnicy 1,5 mm.



Rys. 51 Porównanie zależności  $\sigma - \varepsilon$  eksperymentalnych (czarna linia) i modelowych (czerwona linia) dla drutów o średnicy 1,4 mm a) i 1,5 mm b).

## 7.2. Test trójpunktowego zginania drutów NiTi

W trakcie opisanego w poprzednim rozdziale eksperymentu w badanej próbce indukowano jednorodny rozkład naprężeń. Ze względu na sposób pracy klamer do osteosyntezy będą one ulegały lokalnemu zginaniu. Wobec tego oczekuje się niejednorodnego rozkładu naprężeń. Dlatego kolejnym badaniem mechanicznym drutów NiTi wykazujących efekt nadspężystości był test trójpunktowego zginania. Celem testu trójpunktowego zginania było

wyznaczenie kształtu charakterystyki siły od przemieszczenia. Test trójpunktowego zginania został przeprowadzony w temperaturze pokojowej. Rys. 52 przedstawia maszynę wytrzymałościową przeznaczoną do tego typu pomiarów małych próbek. Na rysunku tym widać również próbkę o średnicy 1,4 mm w trakcie pomiaru.

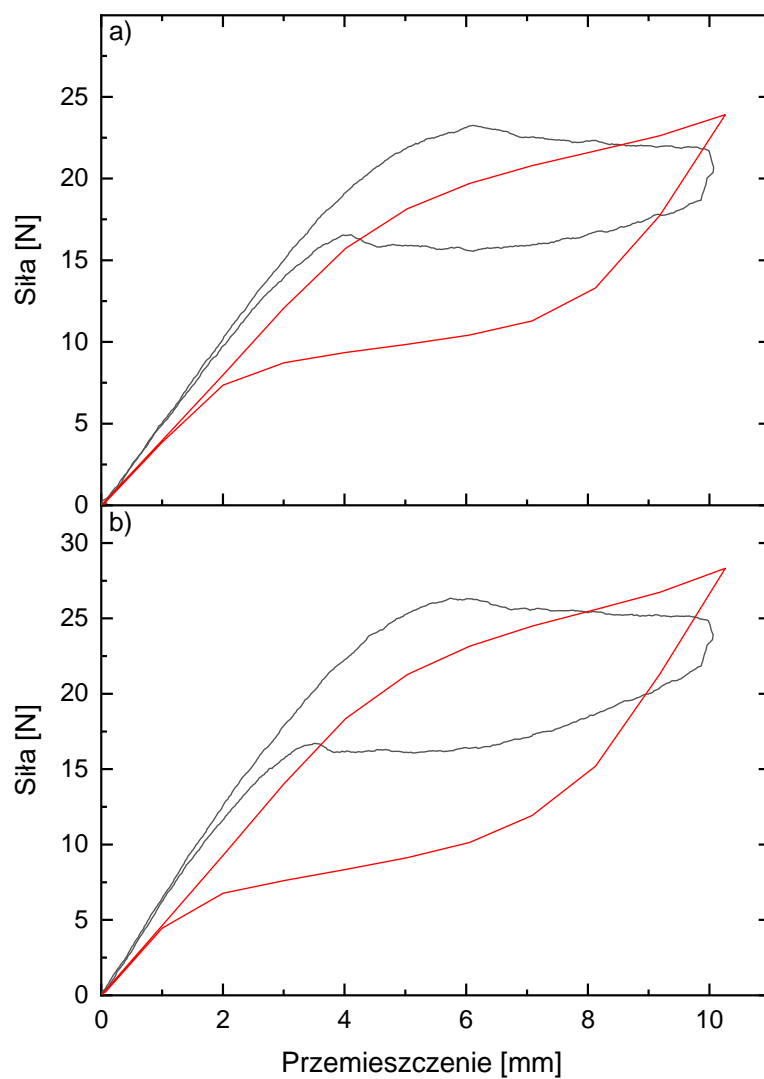


Rys. 52 Trójpunktowy test zginania przy pomocy maszyny wytrzymałościowej.

Przeprowadzono badania drutów NiTi o obu średnicach. Do pomiarów używano próbek o długości 50 mm. Pomiar polegał na odkształceniu drutu w jednym cyklu do 10 %. Stosowano szybkość przesuwu trawersy 3 mm/min. Po zakończonym cyklu obciążenia - odciążenia poddawano próbkę ponownemu zginaniu do 10 % odkształcenia w sekwencji pięciu cykli obciążenie - odciążenie. Tabel 7 prezentuje zestawienie wszystkich próbek wykorzystanych do trójpunktowego zginania drutów.

Tabela 7 Próbki NiTi poddane trójpunktowemu zginaniu.

Numer próbki	Średnica [mm]
11 12 13 14	1,4
15 16 17 18	1,5



Rys. 53 Porównanie krzywych trójpunktowego zginania NiTi: eksperymentalnych (czarna linia) i numerycznych (czerwona linia) dla drutów o średnicy 1,4 mm a) i 1,5 mm b).

Powyższy rysunek (rys. 53) przedstawia porównanie eksperymentalnych zależności siły od przemieszczenia dla próbki numer 11 o średnicy 1,4 mm i próbki numer 15 o średnicy 1,5 mm z wynikami symulacji numerycznej. Otrzymano zgodność jakościową natomiast występują pewne różnice ilościowe. Może to wynikać ze zbyt uproszczonego modelu trójpunktowego zginania, który jest stosowany przez używany do modelowania program ANSYS w wersji studenckiej. Należy zwrócić uwagę na to, że w omawianym teście wyznaczana jest zależność wypadkowej siły od przemieszczenia środkowego punktu ugięcia. Natomiast w przypadku jednoosiowego testu rozciągania wyznacza się zależność naprężenia od deformacji materiału, gdy zarówno naprężenie jaki i deformacja są jednorodne w całej objętości badanej próbki. W przypadku testu trójpunktowego zginania oczekuje się niejednorodnego rozkładu zarówno deformacji jak i naprężeń wewnątrz badanej próbki. Może to mieć istotny wpływ na różnicę pomiędzy otrzymaną w tym teście charakterystyką a wynikami jednoosiowego testu rozciągania. Otrzymane wartości maksymalnej siły i odpowiadającemu jej przemieszczeniu podczas trójpunktowego zginania zawiera tabela 8 i tabela 9.

Tabela 8 Wartość maksymalnej siły i przemieszczenia dla poszczególnych próbek o średnicy 1,4 mm uzyskane w teście trójpunktowego zginania.

	Próbka 11	Próbka 12	Próbka 13	Próbka 14	Średnia
Siła [N]	23,25	23,72	23,66	22,85	23,37
Przemieszczenie [mm]	10,07	10,03	10,08	10,07	10,06

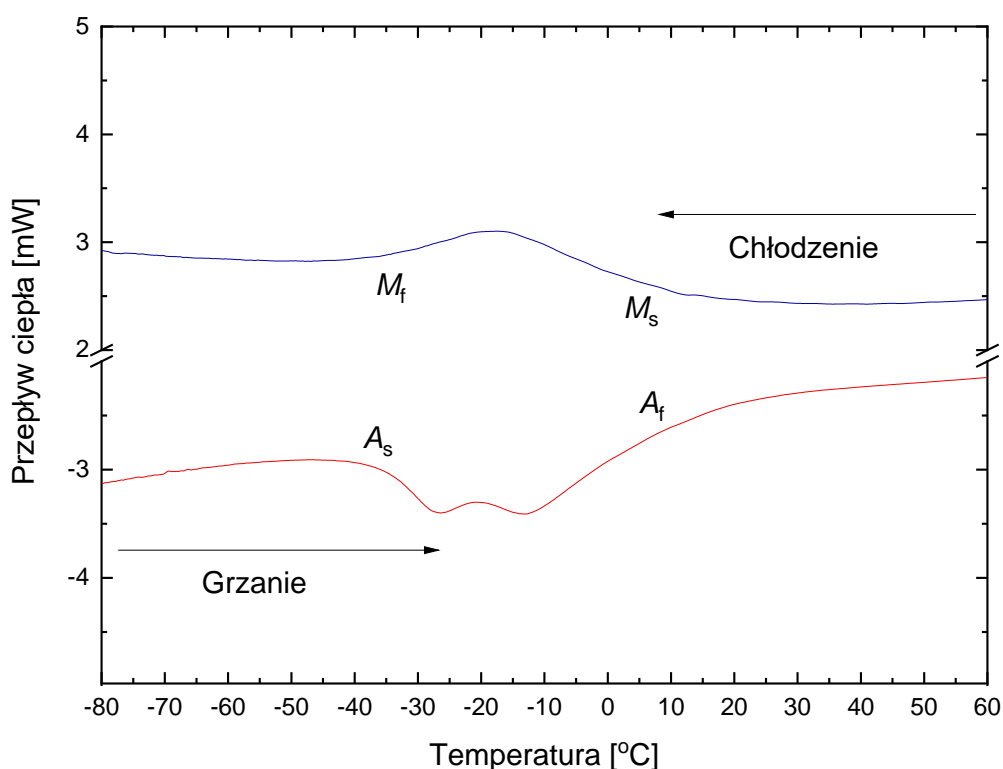
Tabela 9 Wartość maksymalnej siły i przemieszczenia dla poszczególnych próbek o średnicy 1,5 mm uzyskane w teście trójpunktowego zginania.

	Próbka 15	Próbka 16	Próbka 17	Próbka 18	Średnia
Siła [N]	26,34	26,41	25,99	26,05	26,20
Przemieszczenie [mm]	10,06	10,06	10,05	10,03	10,05

### 7.3. Skaningowa kalorymetria różnicowa drutów NiTi

W celu weryfikacji przydatności badanego stopu NiTi na implanty medyczne wyznaczono charakterystyczne temperatury przemian fazowych korzystając ze skaningowej kalorymetrii różnicowej (DSC - ang. *Differential Scanning Calorimetry*). Użyto przyrządu DSC 1 Mettler Toledo. Pomiary wykonano w zakresie temperatur od  $-120^{\circ}\text{C}$  do  $+120^{\circ}\text{C}$  z szybkością ogrzewania i chłodzenia  $10^{\circ}\text{C}/\text{min}$ . Mierzono próbki, które wycięto z drutów NiTi o całkowitej masie około 20 mg. Oddzielne pomiary wykonano dla drutów o obu dostępnych średnicach.

Badania przeprowadzono trzykrotnie: pierwszy był przeprowadzony pomiar drutów w stanie wyjściowym. Drugi pomiar wykonano po trzykrotnej próbie jednoosiowego rozciągania, natomiast trzeci pomiar był przeprowadzony po wyżarzaniu próbek. Materiał wyżarzano w temperaturze  $900^{\circ}\text{C}$  w czasie 25 min. Następnie gwałtownie schłodzono go w wodzie z lodem.



Rys. 54 Termogram wykonany dla próbki z drutu NiTi o średnicy 1,4 mm.

Powyższy rysunek przedstawia przykładowy termogram dla drutu NiTi o średnicy 1,4 mm wraz z zaznaczonymi charakterystycznymi temperaturami przemian fazowych. Jak widać przemiany fazowe podczas chłodzenia i ogrzewania zachodzą w zakresie temperatur od około -40 do +30°C. Uzyskane dane potwierdzają, że badany stop NiTi może być stosowany do produkcji implantów medycznych. Pomiary DSC wykazały, że temperatura  $M_s$  jest niższa od 20°C, dlatego badany materiał wykazuje fazę macierzystą (austenit) w temperaturze ciała człowieka. Tabela 10 zawiera zestawienie charakterystycznych temperatur dla próbek pochodzących z drutów o obu średnicach.

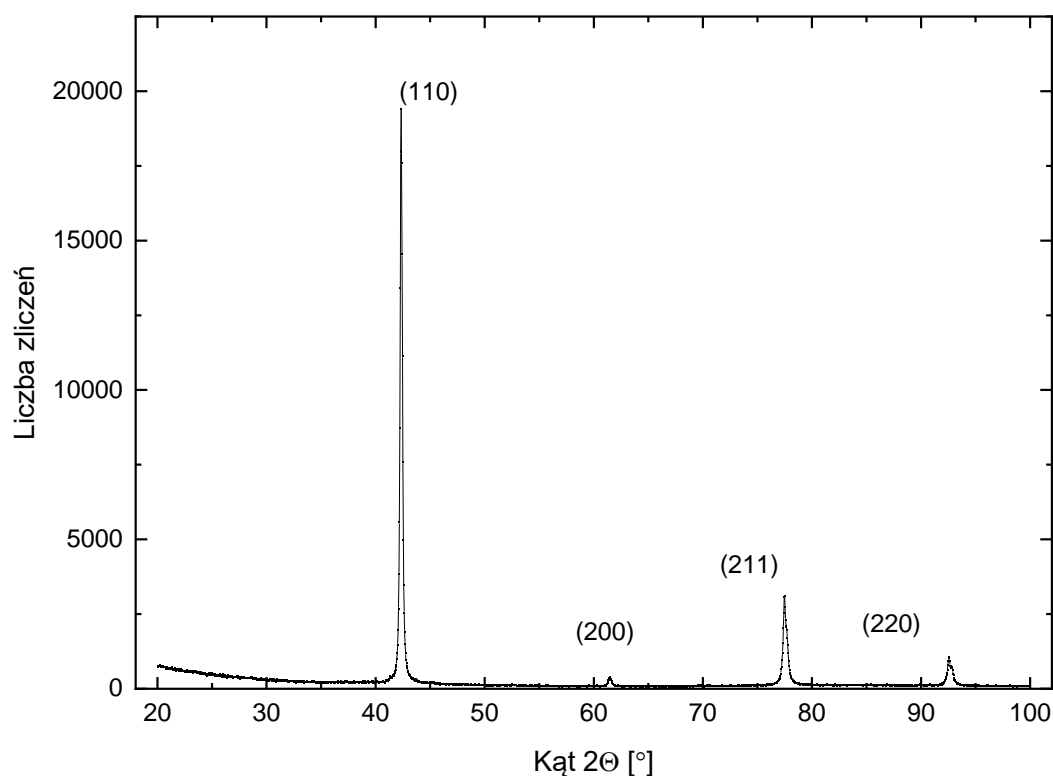
Tabela 10 Temperatury początków i końców przemian fazowych drutów NiTi.

Średnica drutu [mm]	Temperatura						
		Stan wyjściowy		Po 3 krotnym rozciąganiu		Po wyżarzaniu	
		I pomiar [°C]	II pomiar [°C]	I pomiar [°C]	II pomiar [°C]	I pomiar [°C]	II pomiar [°C]
1,4	$M_s$	4,77	5,95	12,44	30,74	-28,49	-30,87
	$M_f$	-36,95	-38,68	-38,7	-50,75	-55,86	-57,99
	$A_s$	-38,84	-37,06	-83,52	-85,27	-20,42	-21,69
	$A_f$	9,85	10,42	0,44	-9,33	4,22	3,54
1,5	$M_s$	16,5	16,69	23,24	40,3	-33,56	-35,82
	$M_f$	-14,21	-14,17	-8,85	-11,58	-48,59	-50,46
	$A_s$	-7,71	-8,01	-80,2	-25,6	-14,38	-15,52
	$A_f$	22,57	22,47	-23,27	36,57	-1,64	-3,01

Powyższe wyniki wskazują na to, że temperatury przemian fazowych obu drutów NiTi w istotny sposób ulegają zmianie w wyniku zarówno obróbki mechanicznej jak i termicznej. Może to mieć wpływ na funkcjonowanie klamer, które w czasie produkcji podlegają lokalnym deformacjom plastycznym oraz obróbce termicznej.

## 7.4. Rentgenowska dyfrakcja proszkowa drutów NiTi

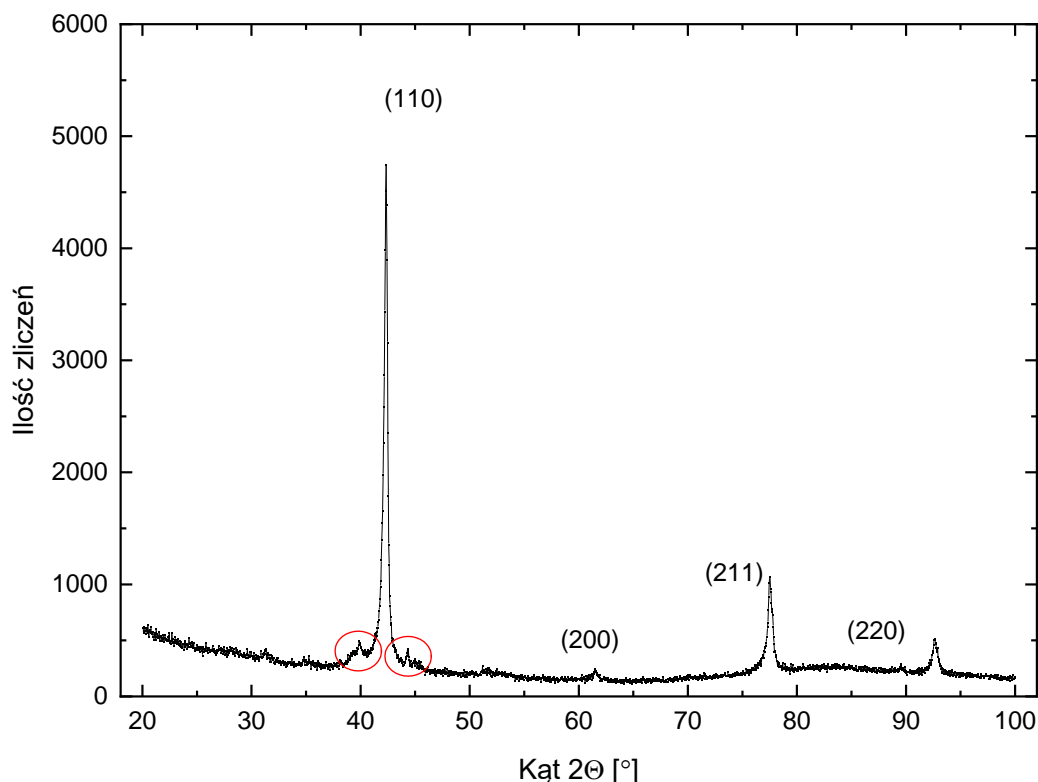
W celu sprawdzenia jaką strukturę krystaliczną mają badane nadspężyste druty NiTi przeprowadzono ich rentgenowskie badania strukturalne (XRD - ang. *X-ray Diffraction Analysis*). Zostały wykonane pomiary próbek pochodzących z drutów NiTi o średnicy 1,4 mm i 1,5 mm. Analizę przeprowadzono przy użyciu dyfraktometru Philips PW1130 w zakresie kątowym  $20 - 100^\circ$  stosując promieniowanie Cu  $K_\alpha$ . Badania wykonano w temperaturze pokojowej. Rys. 55 prezentuje przykładowy dyfraktogram dla próbki pochodzącej z nadspężystego drutu o średnicy 1,4 mm. Na dyfraktogramie obserwuje się tylko charakterystyczne piki dla fazy austenitycznej NiTi.



Rys. 55 Dyfraktogram rentgenowski próbki z drutu NiTi o średnicy 1,4 mm w temperaturze pokojowej.

Dla obu drutów otrzymane wyniki były zgodne z rekordem 01-076-3614 z bazy danych PDF4. Próbkę w temperaturze pokojowej były w fazie  $\beta$  o typowej strukturze dla stopów NiTi, czyli B2 i symetrii grupy przestrzennej Pm-3m.

W celu sprawdzenia wpływu deformacji na strukturę materiału próbki poddano trzykrotnej próbie jednoosiowego rozciągania a następnie powtórzono pomiar XRD. Okazało się, że w tych próbkach obserwuje się oprócz fazy austenitycznej również fazę martenzytu (rys. 56). Może to być związane z zaobserwowaną wyżej zmianą temperatury  $M_s$  po rozciąganiu drutów.

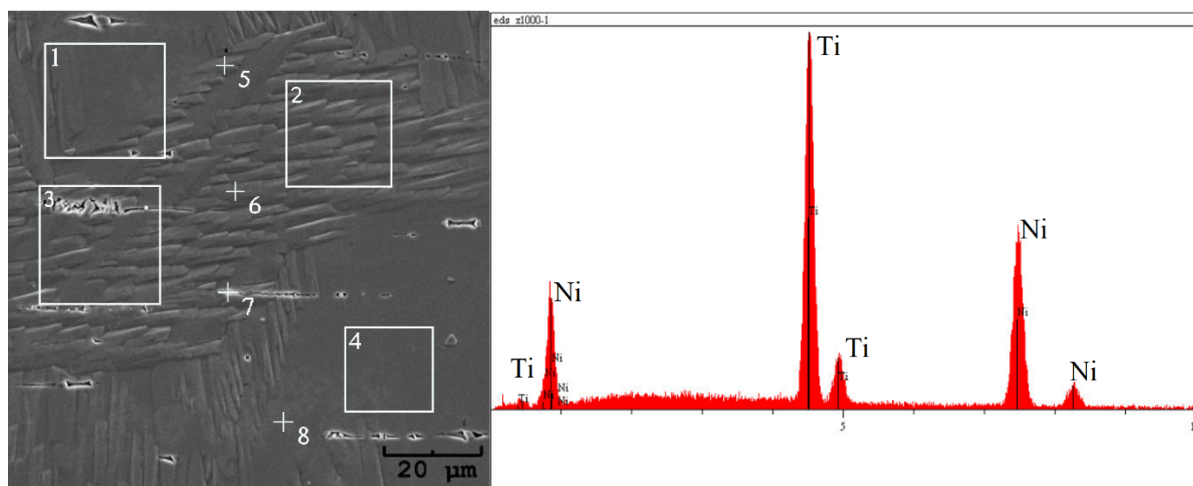


Rys. 56 Dyfraktogram rentgenowski próbki z drutu NiTi o średnicy 1,4 mm w temperaturze pokojowej po trzykrotnym rozciąganiu.

## 7.5. Mikroanaliza rentgenowska drutów NiTi

Skład chemiczny badanych materiałów określono stosując mikroanalizę rentgenowską (EDS - ang. *Energy Dispersive Spectroscopy*). Do tych badań wykonano zgłady z drutów NiTi o obu średnicach. Zgłady wykonano zarówno dla przekrojów poprzecznych jak i podłużnych badanych drutów. Pomiary wykonano w różnych miejscach próbek obejmujących zarówno małe obszary jak i wskazane punkty. Rys. 57 przedstawia przykładowe zdjęcie z pomiaru EDS z zaznaczonymi punktami i obszarami pomiaru składu chemicznego.





Rys. 57 Zdjęcie EDS próbki z drutu o średnicy 1,5 mm a), oraz widmo EDS z obszaru nr 1 b).

Wyniki analizy EDS wskazują, że druty firmy Euroflex są materiałami stosunkowo jednorodnymi. Tabela 11 zawiera porównanie nominalnego składu podanego przez producenta drutów ze składem wyznaczonym w czasie pomiarów EDS.

Tabela 11 Zawartość niklu i tytanu w drutach NiTi o średnicy 1,4 mm i 1,5 mm.

	Próbki 1,4mm [% at]	Próbki 1,5mm [% at]	Dane producenta [% at]
nikiel	49,2(11)	48,9(11)	49,33 - 51,86
tytan	50,83(71)	51,11(69)	50,42 - 47,89

Biorąc pod uwagę dokładność stosowanej metody pomiarowej można uznać otrzymane wyniki za zgodne z danymi podanymi przez producenta.

## 7.6. Rozciąganie klamer NiTi

Opisane powyżej eksperymenty dotyczyły drutów NiTi. Wykazały one, że zarówno obróbka mechaniczna jak i termiczna wpływa na właściwości stopu NiTi. W czasie kształtowania klamry podlegały lokalnej obróbce cieplnej i mechanicznej. Wobec tego ich lokalne właściwości mogą się różnić. Z tego powodu kolejne eksperymenty przeprowadzono

używając przygotowanych wcześniej klamer do osteosyntezy wykonanych z drutu NiTi. Jako pierwsze wyznaczono charakterystyki siły od przemieszczenia końców ramion klamry podczas rozciągania klamer. Przeprowadzono dynamiczne testy rozciągania klamer na maszynie wytrzymałościowej, za pomocą której wcześniej przeprowadzono pomiary trójpunktowego zginania. Pomiary przeprowadzono w temperaturze pokojowej.

Tabela 12 przedstawia wymiary badanych klamer. Poszczególne elementy klamer są opisane na rysunku 64.

Tabela 12 Wymiary badanych klamer wykonanych z nadsprężystych drutów NiTi.

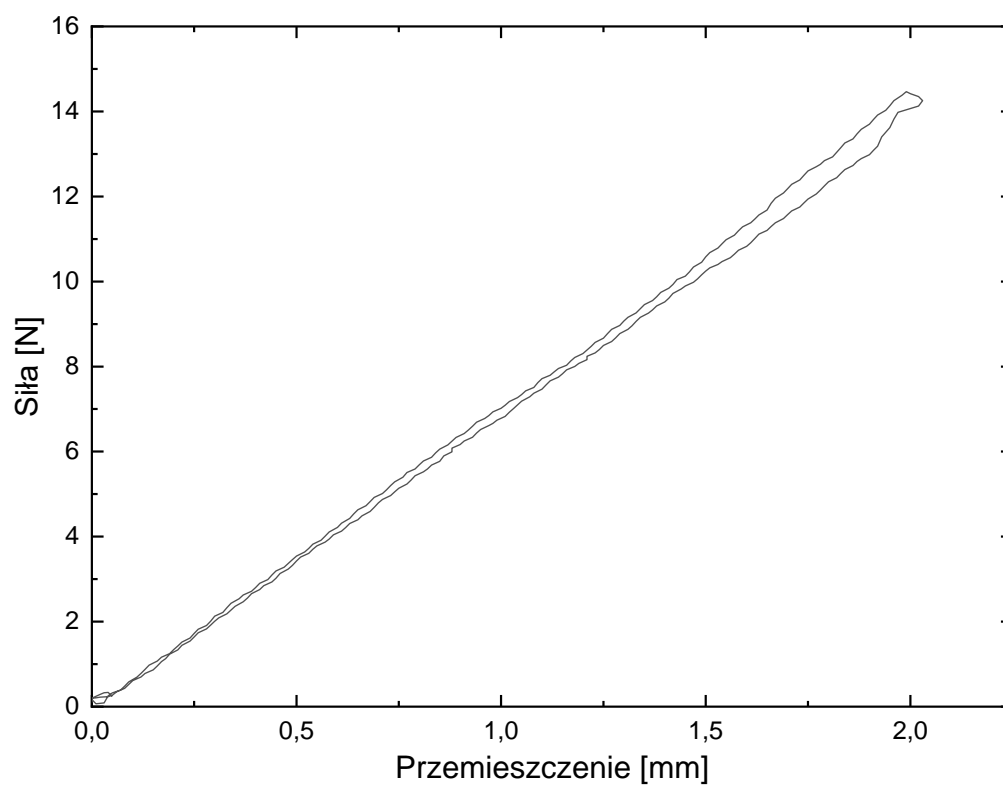
Nr klamry	Średnica [mm]	Długość przęsła [mm]	Długość ramion [mm]		Kąt podgięcia ramion [°C]	
			Prawe	Lewe	Prawe	Lewe
19	1,29	16,2	9,21	9,27	77	76
20	1,29	15,9	8,2	8,59	76	72
21	1,29	14,3	8,54	8,23	71	71
22	1,29	12,8	8,83	8,56	73	76
23	1,29	11,3	8,16	8,06	76	71
24	1,30	10,9	8,17	8,54	80	70
25	1,30	10,3	8,67	8,28	85	80

Jak widać rzeczywiste średnice klamer mogły nieznacznie różnić się od nominalnej średnicy drutu użytego do ich wykonania. O ile różne długości przęsła były zamierzone to nieznaczne różnice długości ramion wynikają z laboratoryjnej metody kształtowania klamer.

Podczas pomiarów klamra została umieszczona w specjalnych uchwytach. Rys. 58 przedstawia klamrę numer 19 zamocowaną w układzie pomiarowym. W trakcie pomiaru górny trawers początkowo przemieszczał się w górę w wyniku czego klamra została obciążona a więc była rozciągana do momentu osiągnięcia założonego maksymalnego odkształcenia. Następnie trawers poruszał się z tą samą prędkością w kierunku przeciwnym powodując odciążanie klamry.

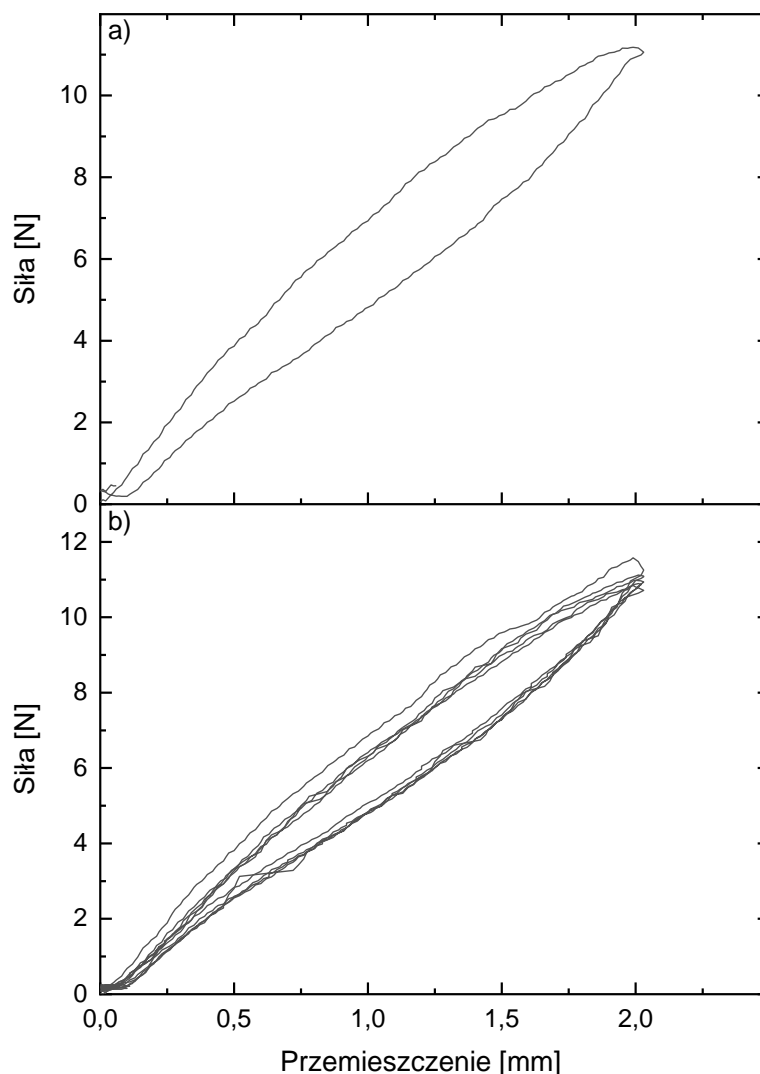


Rys. 58 Klamra nr 19 zamocowana w uchwycie maszyny wytrzymałościowej w czasie dynamicznego testu rozciągania.



Rys. 59 Rozciąganie klamry NiTi bezpośrednio po jej wykonaniu.

Po raz pierwszy klamry były poddane opisanemu procesowi badania bezpośrednio po ich wykonaniu. Powyższy rysunek (rys. 59) przedstawia przykładową charakterystykę rozciągania nowej klamry. Niestety okazało się, że taka klamra nie wykazuje efektu nadsprężystości. Wobec tego podjęto próbę poprawy właściwości klamer poprzez obróbkę termiczną.



Rys. 60 Charakterystyka rozciągania przykładowej klamry w jednym cyklu a) i w sekwencji pięciu cykli b).

Przeprowadzona obróbka cieplna polegała na wyżarzaniu klamer w temperaturze 500°C przez 30 minut a następnie gwałtownym schłodzeniu w wodzie z lodem. Po przeprowadzonej obróbce cieplnej ponownie powtórzono dynamiczną próbę rozciągania dla maksymalnego przemieszczenia zwiększanego od 1,5 mm do 2,5 mm z krokiem 0,5 mm. Przeprowadzono

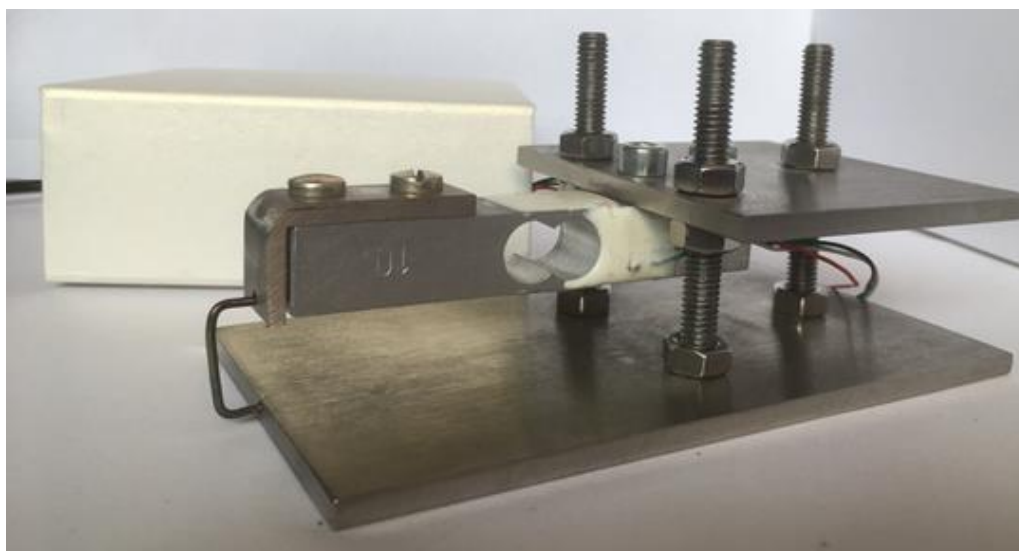
również test rozciągania w sekwencji pięciu cykli do 2 mm przemieszczenia. Przykładowe wyniki uzyskane podczas tego testu zaprezentowano na powyższym rysunku (rys. 60). Jak widać przeprowadzona obróbka cieplna wywarła korzystny wpływ na badane klamry. Nie widać wprowadzone na przedstawionych charakterystykach wyraźnych obszarów plateau jednak może to wynikać z niejednorodnego rozkładu naprężeń wewnątrz klamry podczas próby dynamicznego rozciągania. Najprawdopodobniej występują duże różnice pomiędzy naprężeniami w kolankach i przęsła a naprężeniami wewnątrz ramion klamry. Występowanie tych różnic powoduje, że zamiast wyidealizowanej charakterystyki przedstawionej na rysunku 43 lub zmierzonej dla próbki z jednorodnym rozkładem naprężeń (rys. 49) obserwuje się wypadkową charakterystykę pochodzącą od wkładu poszczególnych obszarów klamry o różnych naprężeniach. Jest to podobna sytuacja do tej która miała miejsce w przypadku trójpunktowego zginania drutów. Należy również pamiętać o wpływie omówionego wcześniej naprężenia i obróbki termicznej na właściwości mechaniczne NiTi. Niejednorodność właściwości mechanicznych wewnątrz klamry może również wpływać na jej wypadkową charakterystykę mechaniczną. Tabela 13 przedstawia porównanie wartości sił odpowiadających maksymalnemu przemieszczeniu końców ramion wszystkich badanych klamer.

Tabela 13 Zestawienie wartości sił odpowiadających maksymalnemu przemieszczeniu ramion klamer.

Klamra nr	Długość przęsła	Siła [N]	Przemieszczenie [mm]
19	16,2	11,61(22)	2,030(32)
20	15,9	14,45(28)	2,020(33)
21	14,3	10,64(16)	2,020(32)
22	12,8	11,11(20)	2,020(32)
23	11,3	14,15(28)	2,030(32)
24	10,9	16,41(23)	2,020(33)
25	10,3	16,41(37)	2,020(33)

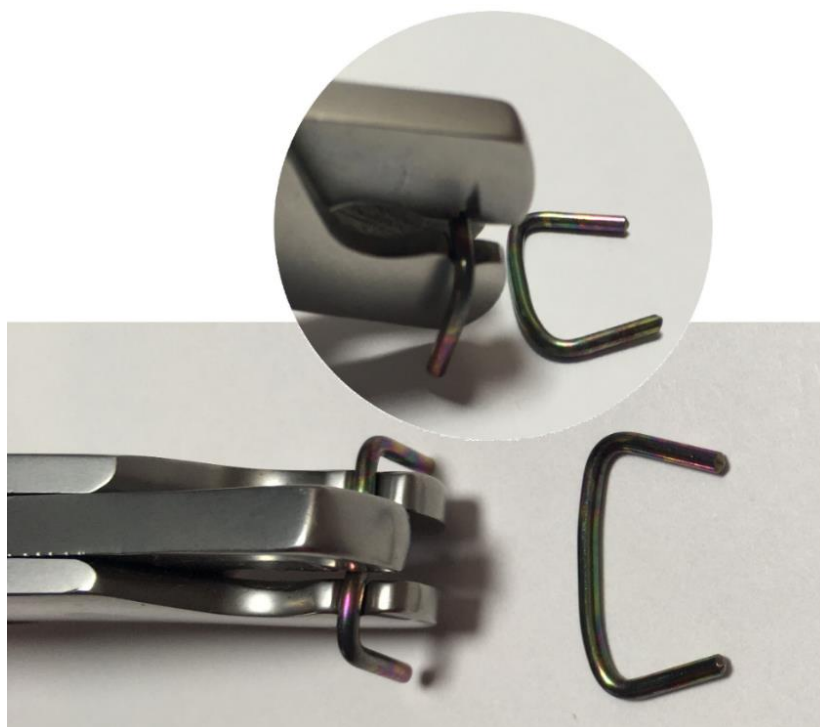
## 7.7. Statyczny pomiar siły wywieranej przez klamry NiTi

Opisane w poprzednim rozdziale badania pozwalały na wyznaczenie siły oddziaływania ramion klamry w czasie jej stosunkowo szybkiej deformacji. W rzeczywistych warunkach klamry pracują w stanie stacjonarnym. Wobec tego wykonano statyczne pomiary siły wywieranej przez klamry. W trakcie tego pomiaru możliwe było również zarejestrowanie czasowych zmian siły po jej zamocowaniu. Jest to w pewnym sensie analogiczna sytuacja jak po klinicznym umiejscowieniu klamry. Pomiar statyczny zapewniał uzyskanie dokładniejszych wyników w dłuższym przedziale czasu. Pomiary wykonano korzystając z oryginalnego układu pomiarowego skonstruowanego przy pomocy pana dr. hab. Seweryna Migi (rys. 61).

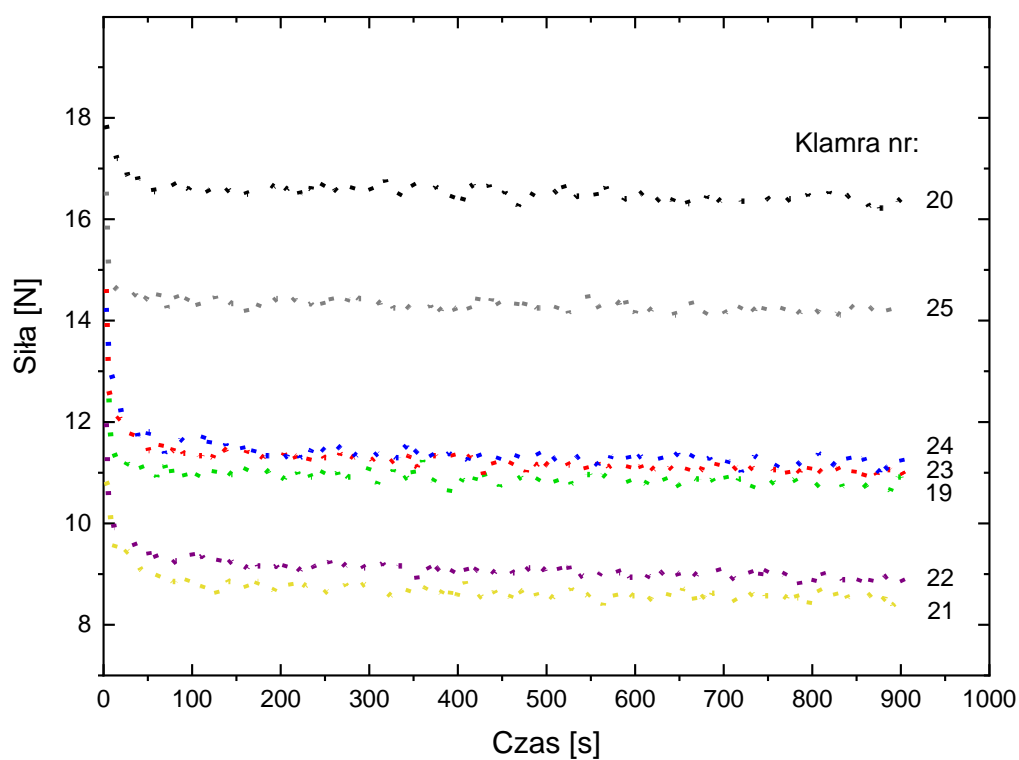


Rys. 61 Układ pomiarowy do statycznego pomiaru siły wywieranej przez ramiona klamry.

Po skalibrowaniu układu pomiarowego przeprowadzono badania klamer użytych wcześniej do dynamicznych pomiarów rozciągania. Procedura pomiaru polegała na wstępnym trójpunktowym ugięciu przęsła klamry za pomocą kleszczy ortodontycznych (rys. 62) i włożeniu jej wyprostowanych ramion (do kąta prostego w stosunku do przęsła) w otwory mocujące w aparaturze. Uwolnione ramiona klamry chcąc powrócić do swojego pierwotnego kształtu, czyli podgiętego wywierały siłę na belkę tensometryczną. Siłę oddziaływania ramion klamry rejestrowano w czasie do pięciu godzin od momentu jej zamocowania. W celu sprawdzenia długoczasowej stabilności siły oddziaływania klamry wykonano pomiary trwające pięć godzin. Po zamocowaniu klamry obserwowano początkowo niewielki spadek wartości siły a następnie jej stabilizację.



Rys. 62 Wstępne trójpunktowe zginanie klamry za pomocą kleszczy ortodontycznych.



Rys. 63 Czasowa zależność siły wywieranej przez ramiona klamer.

Powyższy rysunek przedstawia wyniki pomiarów siły zarejestrowane w czasie pierwszych piętnastu minut po jej zamocowaniu. Pomiary statyczne pokazały, że w czasie mniejszym od

dwóch minut siła oddziaływań klamry uległa stabilizacji. Jest to bardzo istotne z praktycznego punktu widzenia, gdyż potwierdza to, że klamry po ustabilizowaniu przez cały okres implantacji mogą działać z tą samą siłą na odcłamki kostne. Tabela 14 zawiera zestawienie wartości wywieranych sił przez ramiona klamer po ustabilizowaniu ich działania.

Tabela 14 Zestawienie wartości siły wywieranej przez ramiona klamry NiTi po czasie 15 minut od założenia klamry.

Numer klamry	Długość przęsła [mm]	Siła [N]
19	16,2	12,46(10)
20	15,9	17,86(10)
21	14,8	10,83(11)
22	12,8	11,99(11)
23	11,3	14,62(11)
24	10,9	14,25(13)
25	10,3	16,54(12)

## 7.8. Model rzeczywistej klamry

Konstrukcję modelu rzeczywistej klamry do osteosyntezy rozpoczęto od sporządzenia jej modelu geometrycznego. Odzworowywał on w uproszczeniu rzeczywiste klamry NiTi wykorzystywane w medycynie do leczenia złamań kości.

Przy konstrukcji modelu geometrycznego przyjęto następujące założenia:

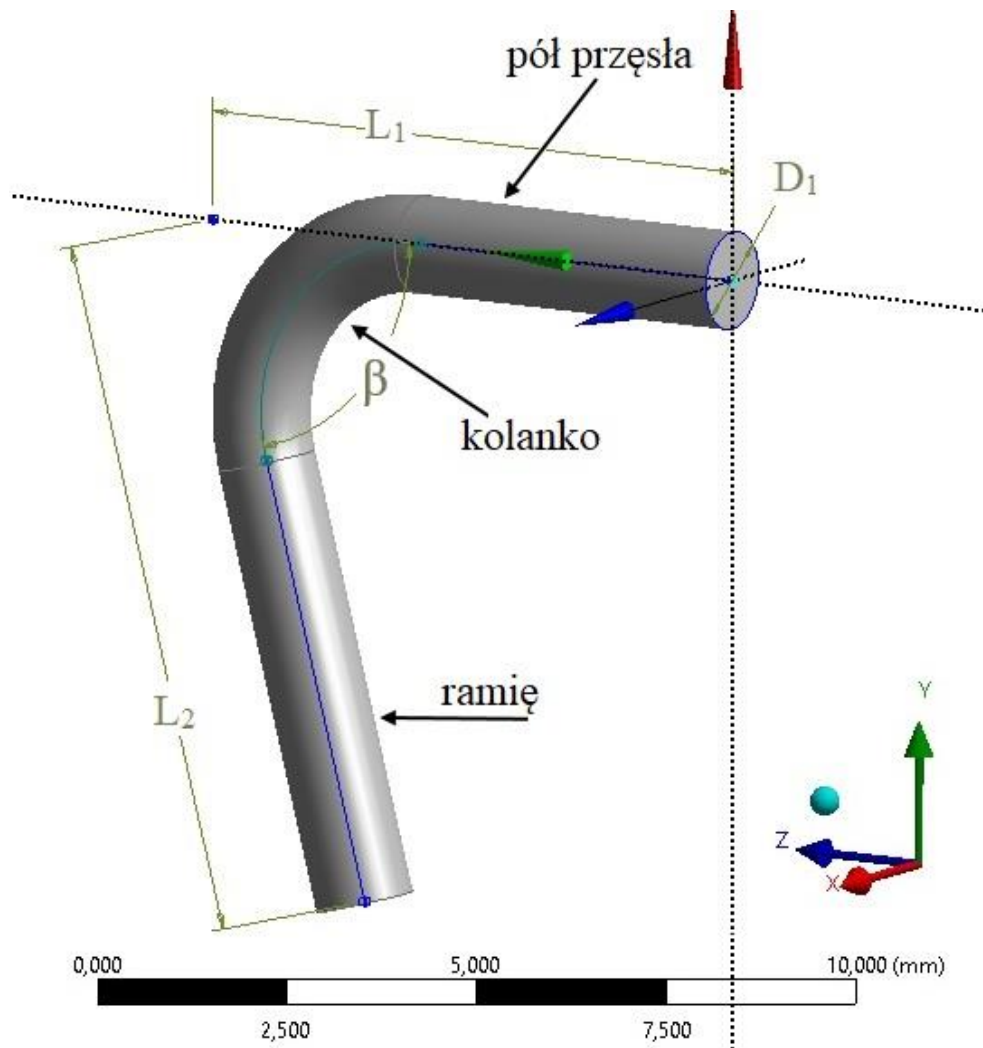
- klamra ma okrągły przekrój poprzeczny,
- średnica przekroju poprzecznego klamry jest stała na całej długości klamry,
- przęsło klamry ma postać walca,
- ramiona klamry mają kształt walca,
- oba ramiona mają tę samą długość,
- przęsło z ramionami klamry połączone jest za pomocą kolanek,
- kolanko jest wycinkiem torusa,
- oba kolanka mają taki sam kształt.



Ze względu na symetrię klamry model można zredukować do jednego ramienia, jednego kolanka i połowy przęsła. Dzięki temu można dwukrotnie zmniejszyć ilość analizowanych węzłów a tym samym skrócić czas obliczeń bez pogorszenia otrzymanych wyników analizy. Możliwa by była dalsza redukcja modelu dzięki wykorzystaniu drugiej płaszczyzny symetrii klamry. Redukcja ta by zmniejszyła do jednej czwartej ilość analizowanych węzłów jednak jej zastosowanie spowodowałoby, iż wszystkie przykładane i analizowane siły by miały punkty przyłożenia na ostrych krawędziach modelu. Z tego powodu nie zastosowano tej redukcji modelu. Na poniższym rysunku przedstawiono skonstruowany model geometryczny klamry. Zaznaczono na nim charakterystyczne elementy modelu takie jak: przęsło, kolanko i ramię. Pokazano również zasadę parametryzacji geometrycznej modelu.

Całkowity model klamry oprócz parametrów związanych z jej geometrią zawiera informacje dotyczące właściwości mechanicznych materiału, z którego wykonana jest klamra. Wobec tego model klamry jest sparametryzowany za pomocą:

- średnicy przekroju poprzecznego klamry -  $D_1$ ,
- długości połowy przęsła i kolanka -  $L_1$ ,
- długości ramienia i połowy kolanka -  $L_2$ ,
- kąta pomiędzy osią przęsła i osią ramienia -  $\beta$ ,
- wartości naprężenia początku przemiany martenzytycznej -  $\sigma_s^{AS}$ ,
- wartości naprężenia końca przemiany martenzytycznej -  $\sigma_f^{AS}$ ,
- wartości naprężenia początku przemiany austenitycznej -  $\sigma_s^{SA}$ ,
- wartości naprężenia końca przemiany austenitycznej -  $\sigma_f^{SA}$ ,
- współczynnika Poissona NiTi -  $\nu_{NiTi}$ ,
- modułu Younga NiTi -  $E_{NiTi}$ ,
- maksymalnego odkształcenia poniżej, którego odkształcenie jest odwracalne -  $\varepsilon_L$ ,
- parametru określającego różnicę między odpowiedzią materiału na rozciąganie i ściskanie -  $\alpha$ .



Rys. 64 Model geometryczny klamry NiTi.

Sam model klamry jest niewystarczający do analizy jej oddziaływania na odczłony kostne. Wobec tego utworzono również model kości (rys. 68). W modelu tym przyjęto, iż kość jest w kształcie walca o średnicy takiej jak klamra. Założono również jednorodność jej właściwości mechanicznych. Biorąc pod uwagę oddziaływanie klamry jedynie na część korową kości założenie to może być spełnione.

Model kości jest sparametryzowany za pomocą:

- współczynnika Poissona kości -  $\nu_{kości}$ ,
- modułu Younga kości -  $E_{kości}$ .

Na wartość modułu Younga kości ma wpływ wiele czynników takich jak:

- wiek biologiczny,
- stopień mineralizacji,
- zmiany zachodzące w strukturze kości.

Stopień mineralizacji w istotny sposób wpływa na wartość modułu Younga i jest on różny dla różnych rodzajów kości. Wysoki poziom mineralizacji skutkuje dużą wartością tego modułu i odwrotnie, gdy jest niski poziom mineralizacji to wtedy moduł sprężystości również jest niski. Tabela 15 zawiera zestawienie wartości modułu Younga kości korowej.

Tabela 15 Wartości modułu Younga dla kości korowej.

$E$ [GPa]	Źródło
3 - 20	[115]
7 - 30	[115] [116]
20 - 30	[117]
15 - 25	[118]
15 - 30	[38] [39] [40]
15,2 - 40,8	[119]
17 - 24	[120]

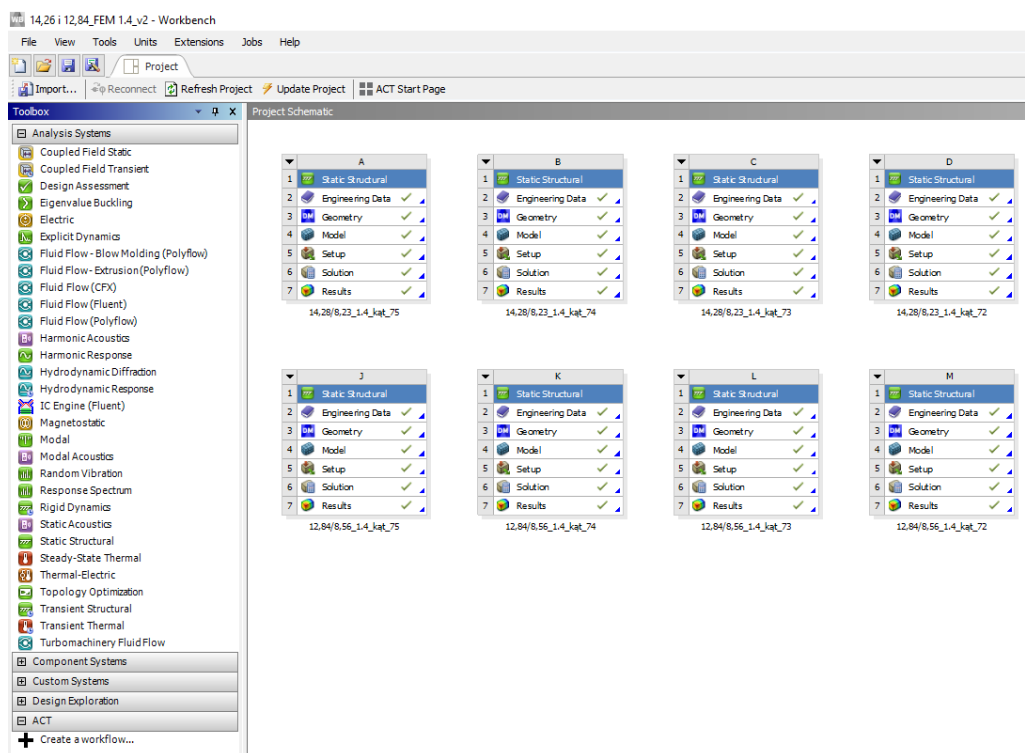
W większości przypadków podany jest zakres wartości modułu Younga. Zakresy te różnią się między sobą. Obejmują one przedział 3 - 40,8 GPa. Jedyną częścią wspólną wszystkich przedziałów jest wartość 20 GPa. Tę wartość modułu Younga zastosowano w analizie.

## 7.9. Modelowanie klamer NiTi

Do analiz numerycznych w niniejszej pracy stosowano studencką wersję oprogramowania ANSYS. Wersja ta jest bezpłatna lecz wiąże się to z pewnymi jej ograniczeniami funkcjonalnymi. W trakcie przygotowywania poniższej rozprawy program ANSYS Student był wielokrotnie aktualizowany w wyniku czego pracę realizowano przy pomocy kilku kolejnych wersji programu. Pierwsze analizy rozpoczęto korzystając z wersji programu 14.5 a pracę zakończono używając oprogramowania ANSYS w wersji 2020 R1.

Przystępując do pracy w programie obliczeniowym ANSYS na początku wybrano rodzaj analizy właściwy dla badanego problemu. Dokonano tego w jednolitym środowisku

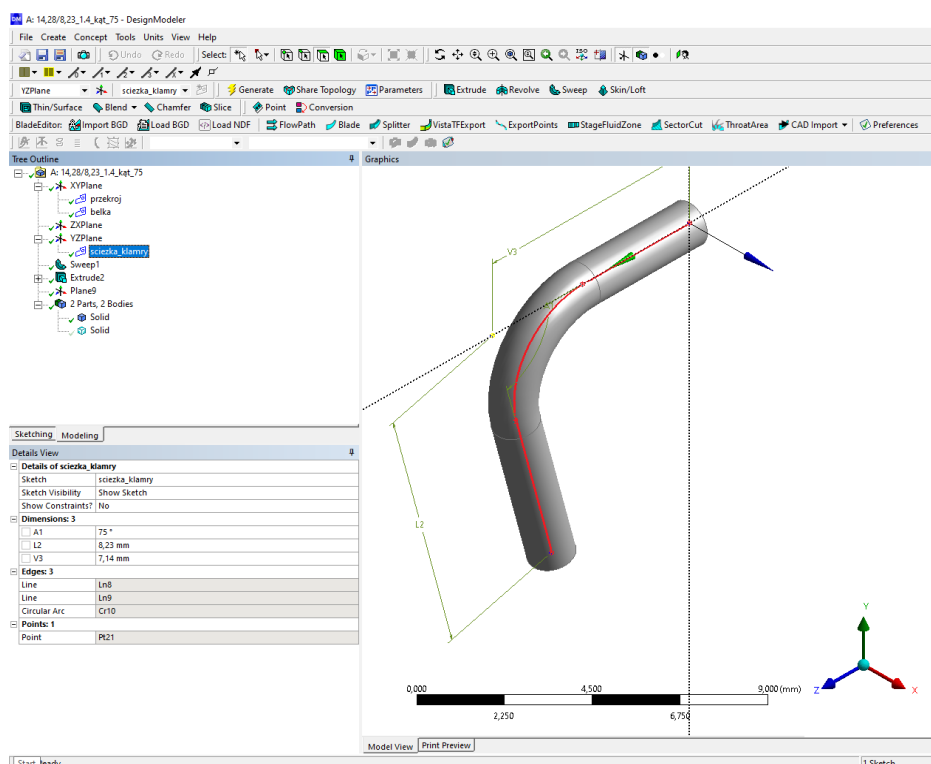
pracy jakim jest ANSYS Workbench, w którym można wykonać operacje z etapu preprocesora jak również postprocesora. Przykładowy widok ekranu programu zaprezentowano na poniższym rysunku. Widać na nim wycinek typoszeregu analiz dla klamer o długości przęsła 14,3 mm i 12,8 mm dla różnych kątów podgięcia ramion klamry.



Rys. 65 Przykładowy widok ekranu okna ANSYS Workbench w czasie analiz klamer.

W oknie ANSYS Workbench po lewej stronie znajduje się dostęp do różnego rodzaju analiz oraz jej składników, spośród których użytkownik może dokonać wyboru. Natomiast po prawej stronie pojawia się okno wybranej analizy czy też jej składnika. Każde okno wybranej analizy ma przypisane pewne komórki, które jej dotyczą takie jak np. karta materiału, DesignModeler, model, rozwiązanie problemu czy też wyniki analizy. W niniejszej pracy wybrano typ analizy Static Structural, która umożliwia przeprowadzanie statycznych analiz mechanicznych i wytrzymałościowych. Moduł Workbench umożliwia również prowadzenie wielu symulacji sprzężonych między sobą. Umożliwia to prowadzenie obliczeń numerycznych uwzględniających różne oddziaływania fizyczne oraz ich wzajemny wpływ na badany obiekt. Mając wybrany typ analizy, czyli Static Structural, przystąpiono do stworzenia modelu geometrycznego klamry do osteosyntezy korzystając z modułu ANSYS DesignModeler. Moduł ten wyposażony jest we własny edytor graficzny. Program ten pozwala na tworzenie obiektów

o złożonej geometrii lub wyciągnięcie szkicu 2D do bryły trójwymiarowej a następnie na jej modyfikację za pomocą operacji logicznych. Dzięki odpowiednim interfejsom może on również współpracować ze wszystkimi popularnymi systemami CAD. Pozwalają one na import obiektów razem z parametrami z innych programów CAD. W niniejszej pracy model geometryczny został wykonany w całości w ANSYS DesignModeler ponieważ jego zaawansowane narzędzia okazały się wystarczające do tego celu. Konstrukcję modelu klamry rozpoczęto od stworzenia „ścieżki kształtu” połowy klamry obejmującej jedno ramię wraz z kolankiem i połowę przęsła. Ze względu na symetrię klamry analiza tej jej połowy jest zupełnie wystarczająca. Następnie skonstruowano przekrój poprzeczny klamry. Przekrojem tym jest koło. Umieszczenie przekroju poprzecznego na „ścieżce kształtu” umożliwiło stworzenie modelu 3D klamry. Przykładowy widok ekranu z ANSYS DesignModeler przedstawiono na poniższym rysunku, na którym widać zaprojektowaną połowę klamry 3D. W jej wnętrzu można zauważyć „ścieżkę kształtu” zaznaczoną czerwonym kolorem.

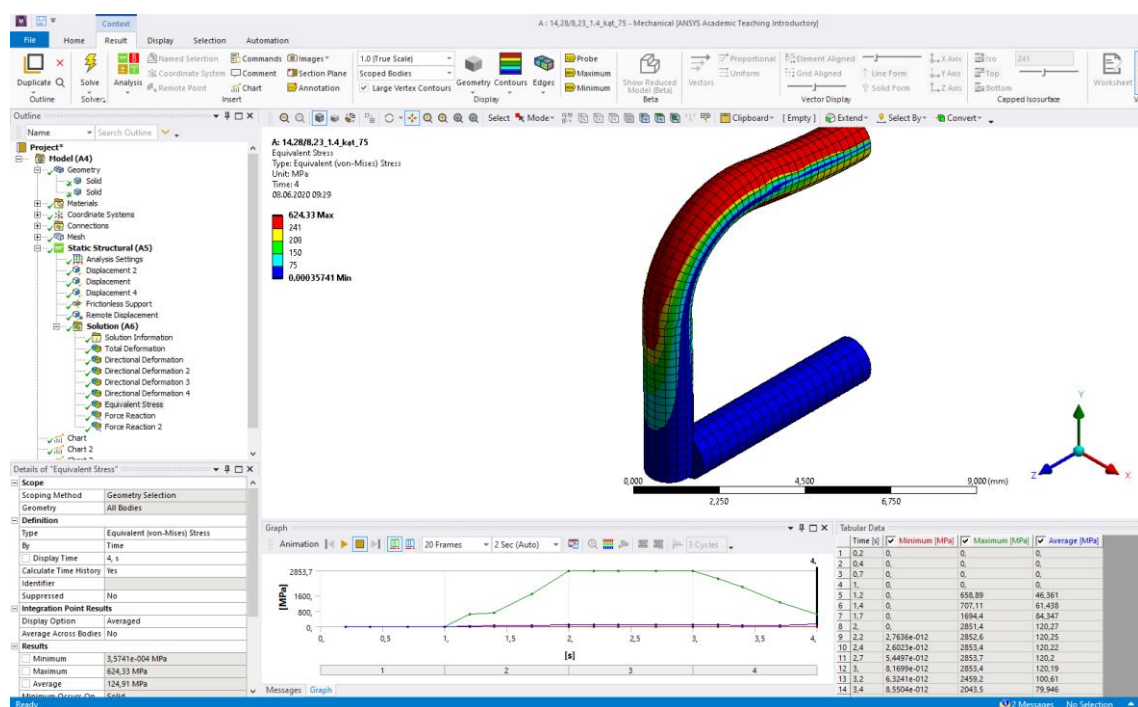


Rys. 66 Przykładowy widok ekranu okna modułu ANSYS DesignModeler przedstawiający zaprojektowaną połowę klamry.

Moduł ANSYS DesignModeler umożliwia również sparametryzowanie wykonanych operacji zarówno stworzonych w nim od podstaw jak i zaimportowanych modeli z innych

programów CAD. Z kolei dzięki możliwości parametryzacji analiz w ANSYS Workbench produkty ANSYS pozwalają przeanalizować wiele różnych rozwiązań badanego projektu.

Rys. 67 przedstawia widok ekranu z otwartym oknem Static Structural. Widać na nim klamrę o długości przęsła 14,3 mm wraz z rozkładem naprężeń zredukowanych. W module Static Structural można wyznaczyć między innymi różnego rodzaju naprężenia, odkształcenia oraz działające siły. W ogólnym przypadku naprężenia i odkształcenia są wielkościami tensorowymi natomiast siły wektorowymi. ANSYS umożliwia obliczenie ich wszystkich składowych. Tak duża ilość informacji utrudnia ich syntetyczną analizę. Z tego powodu w analizach mechanicznych korzysta się ze zredukowanego naprężenia von Misesa. W przeciwieństwie do klasycznych naprężeń, które mają postać tensorową zredukowane naprężenie von Misesa jest liczbą. Dzięki temu jego graficzna prezentacja ułatwia analizę i interpretację otrzymanych wyników. W niniejszej pracy w celu określenia udziału fazy nadspężystej w analizowanych klamrach korzystano ze zredukowanego naprężenia von Misesa. Obliczono również siłę wywieraną przez ramiona klamry na odłamy kostne. Ze względu na przestrzenne umiejscowienie modelu klamry siła ta miała tylko jedną niezerową składową.



Rys. 67 Przykładowy widok ekranu modułu Static Structural przedstawiający rozkład naprężeń zredukowanych na powierzchni klamry oraz belki kostnej.

Obliczenia numeryczne wykorzystujące metodę elementów skończonych przeprowadzono używając dwóch zestawów parametrów przedstawionych w poniższej tabeli.

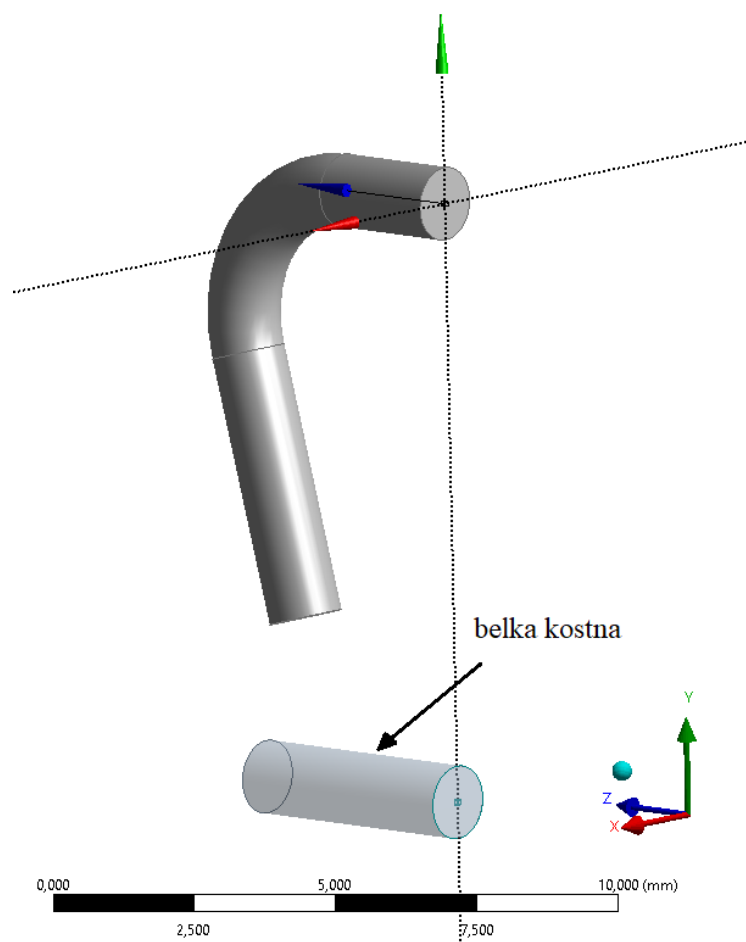
Zestawy te różnią się jedynie wartościami pierwszych pięciu wyznaczonych eksperymentalnie parametrów. Pochodzenie różnic omówiono w rozdziale 7.1. Parametry geometrii kształtu klamry tj. średnica, połowa długości przęsła, długość ramion i kąt podgięcia ramion klamry zostały wyznaczone na podstawie pomiarów realnych klamer.

Tabela 16 Zestawy parametrów FEM 1.4 i FEM 1.5 użytych do modelowania.

Parametr	FEM 1.4	FEM 1.5
$\sigma_s^{AS}$ [MPa]	469,25	450,2
$\sigma_f^{AS}$ [MPa]	512	490
$\sigma_s^{SA}$ [MPa]	241,25	183,6
$\sigma_f^{SA}$ [MPa]	207,5	129,8
$E_{NiTi}$ [GPa]	46	41
$E_{kości}$ [GPa]	20	
$D_1$ [mm]	1,3	
$L_1$ [mm]	5,17 - 8,11	
$L_2$ [mm]	8,1 - 9,2	
$\beta$ [°]	75	
$\nu_{NiTi}$ [ ]	0,33 [118] [121] [122],	
$\nu_{kości}$ [ ]	0,3 [117] [123] [124]	
$\alpha$ [ ]	0,1 [112]	
$\varepsilon_L$ [ ]	0,05	

Wartość współczynnika  $\alpha$  zaczerpnięto z materiałów szkoleniowych ANSYS [112]. Wartość współczynnika  $\varepsilon_L$  wyznaczono w wyniku analizy danych pomiarowych rozciągania drutów (rozdział 7.1). Wartość ta jest zbliżona do typowych dla Nitinolu wartości maksymalnego odkształcenia poniżej, którego odkształcenie jest odwracalne [112].

Na poniższym rysunku przedstawiono cały analizowany układ zawierający model klamry do osteosyntezy oraz model kości.



Rys. 68 Model geometryczny klamry z dodatkową belką.

W wyniku przeprowadzonych analiz otrzymano wartości siły ściskającej,  $F_s$ , wywieranej przez ramiona klamry na kość oraz rozkład naprężeń wewnątrz klamry. Tabela 17 przedstawia porównanie wartości siły  $F_s$  wyznaczonej numerycznie i eksperymentalnie. Pomiary były przeprowadzone przy użyciu dwóch różnych układów pomiarowych, co zostało opisane w rozdziale 7.3 i 7.4. Należy przypomnieć, że pomiary siły  $F_s$  zostały wykonane dla klamry wykonanej z drutu o średnicy 1,3 mm. Modelowanie było przeprowadzone również dla klamry wykonanej z drutu o średnicy 1,3 mm jednak dla dwóch zestawów parametrów wejściowych oznaczonych FEM 1.4 i FEM 1.5. Parametry te wyznaczono na podstawie testu rozciągania drutów o średnicach: 1,4 i 1,5 mm.



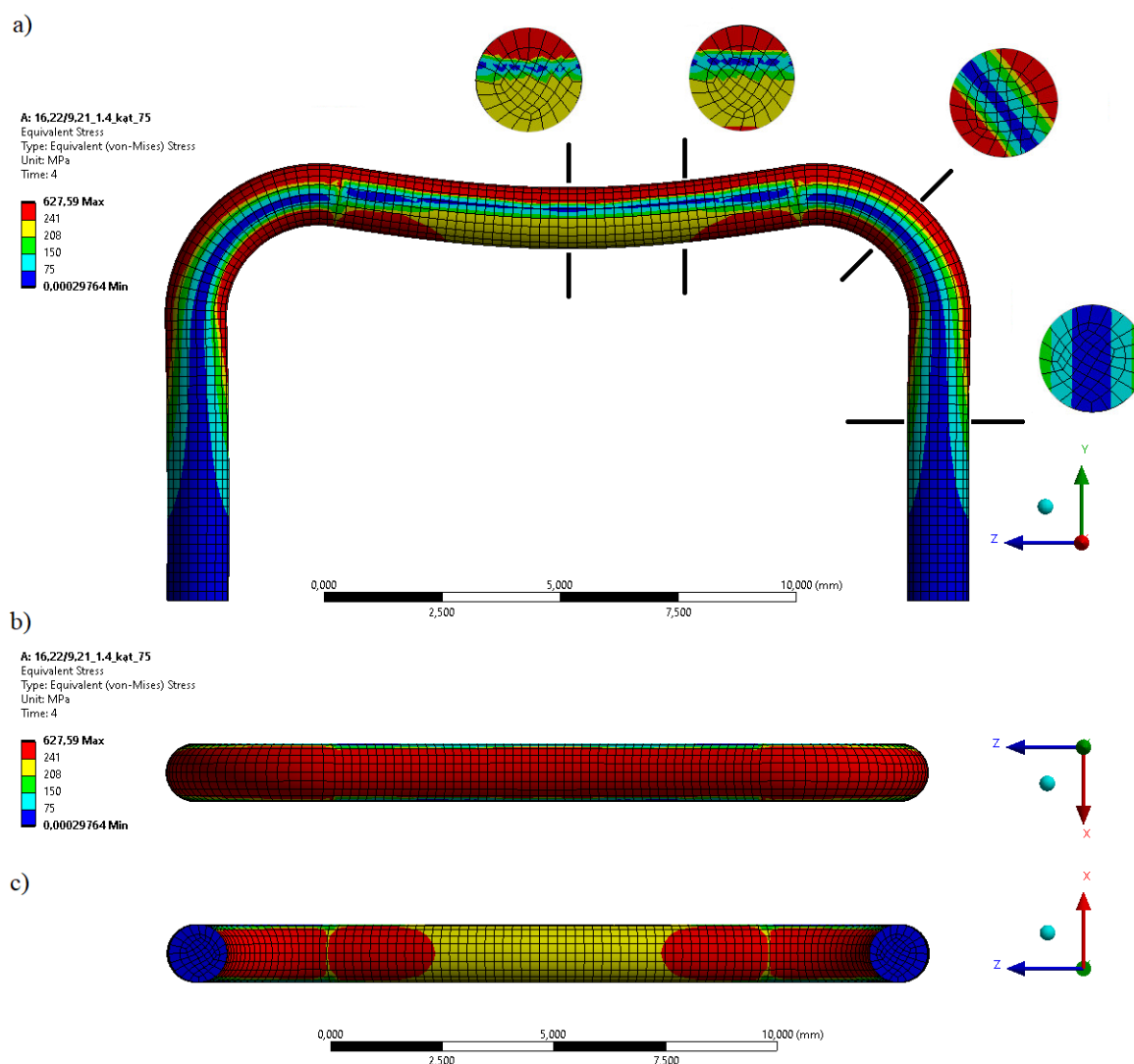
Tabela 17 Wartość siły wywieranej przez kłamrę na kość.

Długość przęsła [mm]	$F_s$ [N]			
	Modelowanie		Pomiar	
	FEM 1.4	FEM 1.5	Statyczny	Dynamiczny
16,2	13,174	10,053	12,46(10)	13,33(22)
15,9	15,335	11,588	17,86(10)	14,88(28)
14,3	14,075	11,244	10,82(11)	12,56(16)
12,8	13,872	11,389	11,99(11)	11,18(20)
11,3	13,431	11,215	14,62(11)	14,25(28)
10,92	14,484	11,990	14,25(13)	13,10(23)
10,34	15,478	13,058	16,54(12)	17,14(37)

Zarówno w przypadku modelowania jak i pomiaru wraz ze zmniejszaniem długości przęsła obserwuje się wzrost siły z jaką kłamra oddziałuje na kość. Wyniki modelowania są zbliżone do danych eksperymentalnych. Dokładniejsze wyniki analizy numerycznej można byłoby uzyskać stosując wersję komercyjną programu ANSYS umożliwiającą zastosowanie większej ilości elementów skończonych. Jednakże pomimo narzuconego ograniczenia na wersję studencką w postaci limitu do 32000 węzłów/elementów otrzymano wyniki dobrze odwzorowujące rezultaty rzeczywistych eksperymentów.

Na poniższych rysunkach zilustrowano zredukowane naprężenia (von Misesa) wewnątrz klamer o wszystkich analizowanych długościach przęsła (tabela 17). Analizy przeprowadzono dla zestawu parametrów FEM 1.4. Podobne wyniki otrzymano dla zestawu parametrów FEM 1.5. Jak wspomniano wcześniej obliczenia były wykonywane dla połowy kłamry. Korzystając z symetrii kłamry można zaprezentować wyniki dla całej kłamry. Naprężenia równe bądź większe od  $\sigma_s^{SA}$  (241 MPa) oznaczono czerwonym kolorem a naprężenia równe bądź większe od  $\sigma_f^{SA}$  (208 MPa) a mniejsze od  $\sigma_s^{SA}$  żółtym kolorem.  $\sigma_f^{SA}$  jest to graniczna wartość naprężenia, powyżej której materiał wykazuje nadsprężystość na dolnym plateau pętli histerezy  $\sigma(\epsilon)$ . Wartość naprężenia  $\sigma_s^{SA}$  stanowi górną granicę zakresu nadsprężystości na dolnym plateau. Część materiału o naprężeniach wyższych od  $\sigma_s^{SA}$  stanowi „rezerwę nadsprężystości”. Dla naprężeń większych od maksymalnego naprężenia plateau,  $\sigma_s^{SA}$  znajdujemy się na krzywej wznoszącej się na pętli histerezy przedstawiającej charakterystykę  $\sigma - \epsilon$  (rys. 43). Ze względu na niesprężysty charakter materiału jakim jest kość, kłamra

wywierając na nią nacisk będzie się powoli doginała. Wobec tego będzie się zmniejszała jej deformacja. W konsekwencji zmniejszenia deformacji klamry zmniejszy się jej naprężenie. Spowoduje to, że obszary, które początkowo były na plateau przesuną się poniżej  $\sigma_f^{SA}$  natomiast znajdujące się powyżej naprężenia maksymalnego  $\sigma_s^{SA}$  znajdą się na plateau. Dzięki temu klamra znacznie dłużej będzie wywierała stałą siłę na odłamy kostne. Naprężenia z przedziału  $\sigma_f^{SA} - \sigma_s^{SA}$  są pożądanymi w klamrach do osteosyntezy.

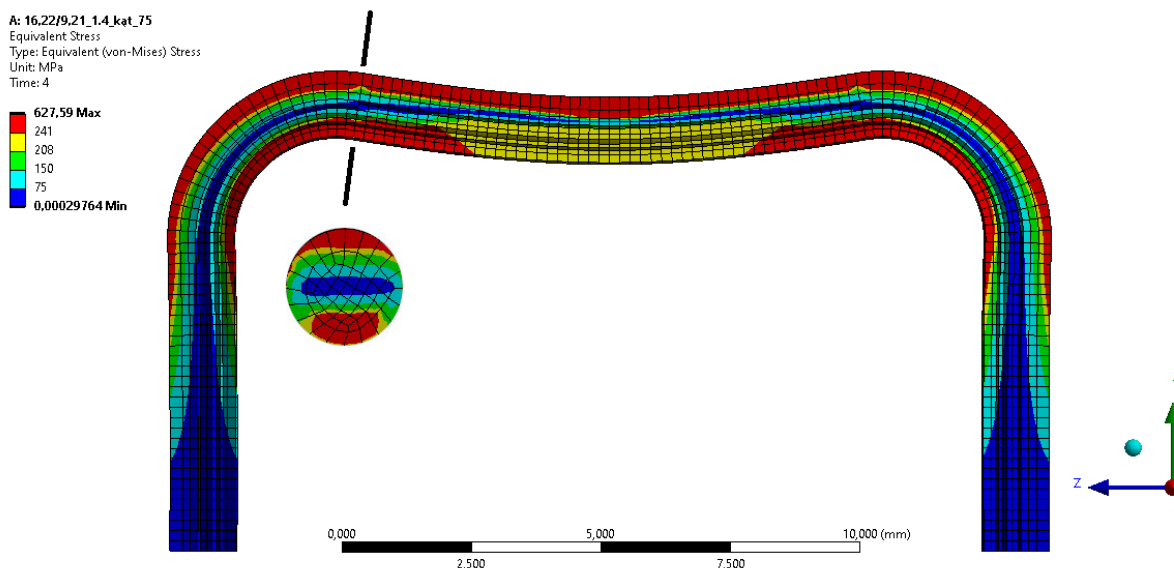


Rys. 69 Rozkład zredukowanego naprężenia w klamrze o długości przęsla 16,2 mm i kącie  $\beta=75^\circ$ . Widok z przodu oraz wybrane przekroje poprzeczne a), widok z góry b), widok z dołu c).

Powyższy rysunek przedstawia klamrę o długości przęsła 16,2 mm zamodelowaną dla zestawu parametrów FEM 1.4 wraz z rozkładem naprężeń zredukowanych na powierzchni całej klamry. Na rysunku przedstawiono widok z przodu klamry, z góry i dołu oraz przekroje poprzeczne w newralgicznych miejscach klamry. Na rysunku przedstawiającym klamrę z przodu widać, że w końcach ramion klamry występują najmniejsze naprężenia (mniejsze niż 75 MPa - kolor niebieski). Oznacza to, iż końce klamry ulegają najmniejszej deformacji. Przesuwając się w stronę kolanek obszar minimalnych naprężeń zwęża się przechodząc w wąski pas, który biegnie przez środek całej klamry. W dwóch miejscach ten pas został przerwany przez obszary o wyższych naprężeniach (od 75 do 208 MPa) występujących w pobliżu miejsc podparcia w czasie początkowego trójpunktowego zginania klamry. W dolnej części przęsła w środku klamry występują naprężenia z zakresu nadsprężystości (kolor żółty). Obszar o naprężeniach z zakresu nadsprężystości rozciąga się od powierzchni do środka klamry. Niewielkie obszary o naprężeniach z zakresu nadsprężystości są również wewnątrz kolanek. Naprężenia rzędu 241 - 627 MPa („rezerwa nadsprężystości” - kolor czerwony) można zaobserwować na całej górnej części przęsła wraz z kolankami oraz wewnętrznej stronie kolanek. Przekroje poprzeczne pozwalają przeanalizować rozkład naprężeń wewnątrz klamry. Na przekroju poprzecznym w miejscu ugięcia klamry, czyli w jej środku widać, że naprężenia większe od  $\sigma_s^{SA}$  zajmują około jednej trzeciej jego powierzchni od strony grzbietu do wnętrza klamry. Natomiast w dolnej połowie występują naprężenia z zakresu  $\sigma_f^{SA} - \sigma_s^{SA}$ . W pozostałej części przekroju poprzecznego pojawiają się najniższe naprężenia (poniżej 208 MPa). Kolejny przekrój wykonano pomiędzy środkiem a kolankiem klamry. Widać na nim, że naprężenia większe od  $\sigma_s^{SA}$  pojawiły się również na dole klamry tuż przy powierzchni. W obszarze kolanka obserwuje się symetryczny rozkład naprężeń. Objętość materiału z zakresu „rezerwy nadsprężystości” wzrosła natomiast z zakresu nadsprężystego istotnie zmalała. Zatem na przekrojach poprzecznych przęsła i kolanka można zaobserwować obszary o szerokim zakresie naprężeń od 0 do 672 MPa. Wewnątrz ramienia naprężenia mają również symetryczny rozkład jednak ich wartości są niższe.

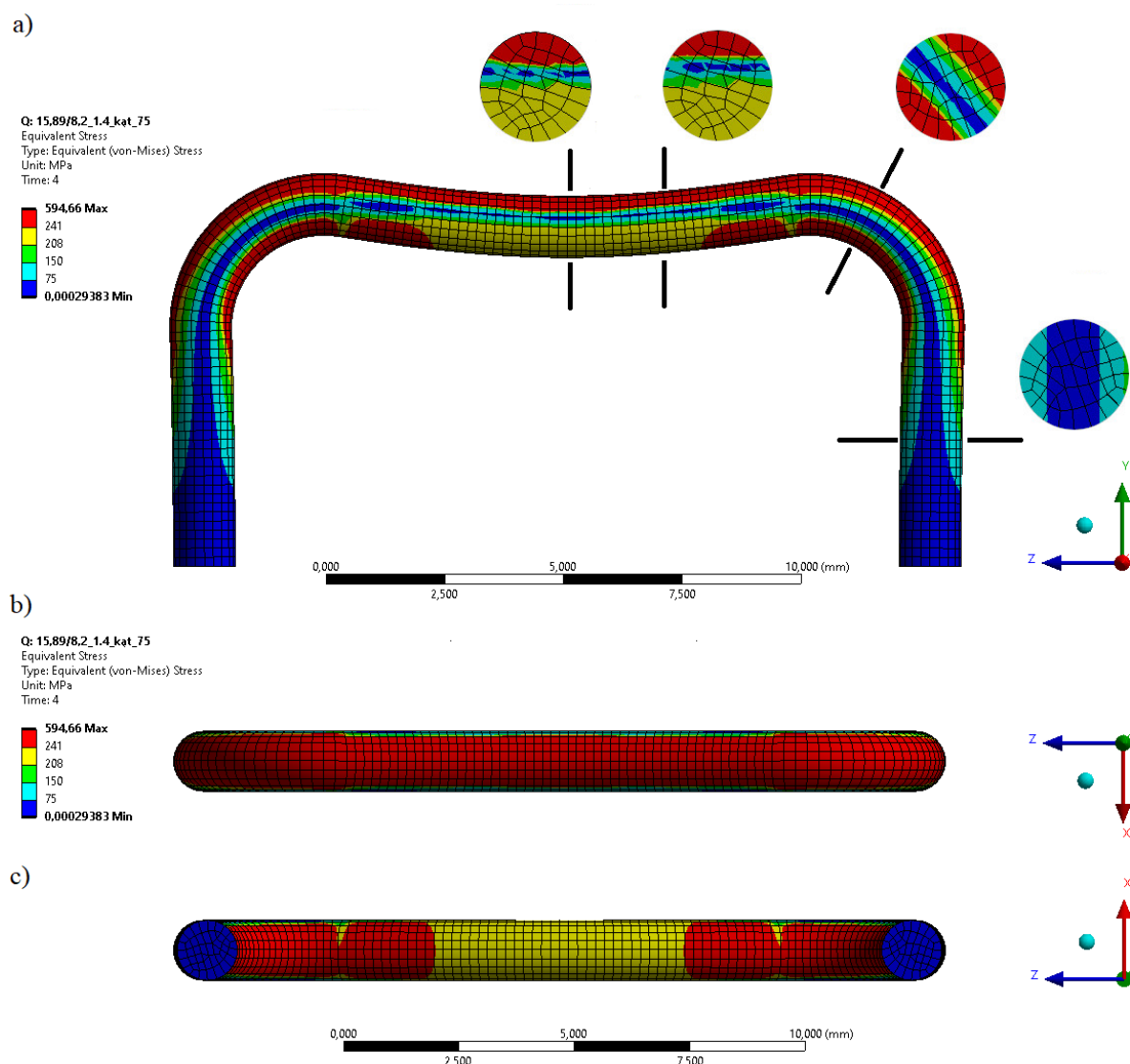
Rys. 70 przedstawia rozkład naprężeń wewnętrznych na przekroju podłużnym klamry o przęsle 16,2 mm. Dla pozostałych zamodelowanych klamer rozkłady naprężeń wewnętrznych w ich przekrojach podłużnych były podobne. Na poniższym rysunku widać, iż rozkład naprężeń zredukowanych wewnątrz klamry odpowiada rozkładowi naprężeń na powierzchni klamry. Jedyną różnicą jest brak przerwy w pasie o minimalnych naprężeniach wewnątrz klamry w punktach podparcia w trakcie początkowego zginania. Przekrój poprzeczny z tego miejsca

pokazuje, że naprężenia rzędu  $\sigma_f^{SA} - \sigma_s^{SA}$  zajmują większe obszary niż widać to na powierzchni klamry.



Rys. 70 Rozkład naprężeń na przekroju podłużnym klamry NiTi o długości przęsła 16,2 mm i kącie  $\beta=75^\circ$  oraz na przekroju poprzecznym w miejscu podparcia w czasie początkowego zginania.

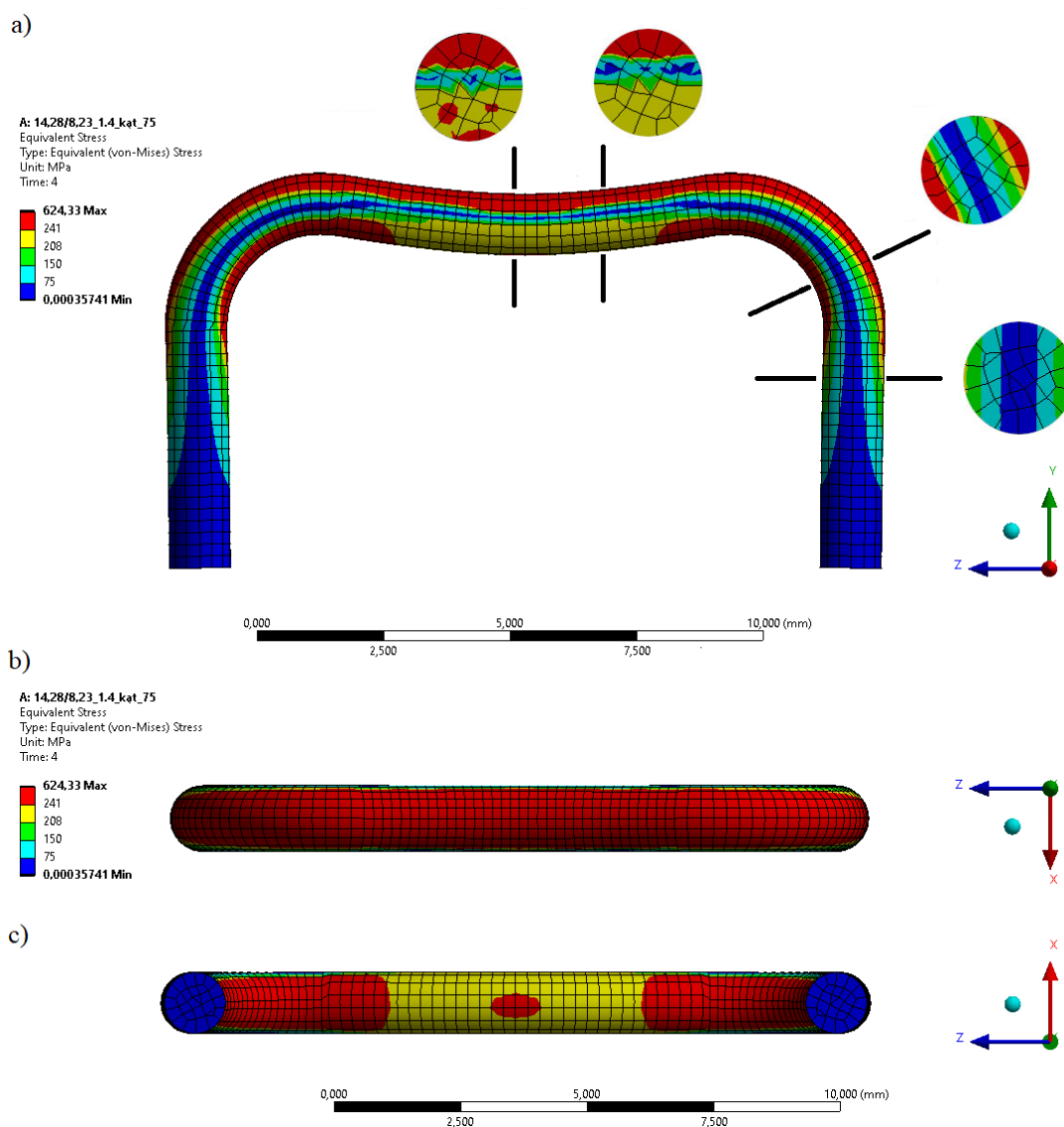
Poniższy rysunek (rys. 71) prezentuje klamrę o długości przęsła 15,9 mm z przodu wraz z przekrojami poprzecznymi oraz widokiem klamry z góry i dołu. W odniesieniu do poprzedniej klamry o długości przęsła 16,2 mm można zauważyć, że naprężenia większe od  $\sigma_s^{SA}$  zajmują większą objętość w kolankach klamry. Na przekroju poprzecznym umiejscowionym między środkiem klamry a jej kolankiem, zanikły wcześniej obserwowane wysokie naprężenia powierzchniowe na dolnej części przekroju. Świadczy to o zmniejszeniu naprężeń w dolnej części przęsła. Dobrze widać to na rysunku przedstawiającym spód klamry. Można na nim zaobserwować również, że w miejscach podparcia w czasie początkowego zginania klamry pojawia się więcej naprężeń z zakresu plateau tworząc tak jakby kliny. Ponadto naprężenia z zakresu nadspężystości obejmują większy obszar dolnej części przęsła w odniesieniu do klamry o długości przęsła 16,2 mm.



Rys. 71 Rozkład zredukowanego naprężenia w klamrze o długości przęsła 15,9 mm i kącie  $\beta=75^\circ$ . Widok z przodu oraz wybrane przekroje poprzeczne a), widok z góry b), widok z dołu c).

Rys. 72 ilustruje klamrę o długości przęsła 14,3 mm. Zaprezentowano na nim klamrę pokazaną z przodu wraz z przekrojami poprzecznymi oraz widokiem z góry i z dołu. W odniesieniu do poprzedniej klamry pas minimalnych naprężeń w środku przęsła klamry jest trochę szerszy. W środku klamry pojawiły się trzy małe obszary naprężeń większych od  $\sigma_s^{SA}$  w obszarze wcześniej charakteryzującym się naprężeniami z plateau. Jeden z nich dochodzi do dolnej powierzchni przęsła. W omawianej klamrze wzrosły naprężenia w wewnętrznej części kolanek. Nie ma już obszarów o naprężeniach z zakresu nadspężystości, które rozdzielały obszary o naprężeniach większych od  $\sigma_s^{SA}$ . Na przekroju poprzecznym w obszarze kolanka

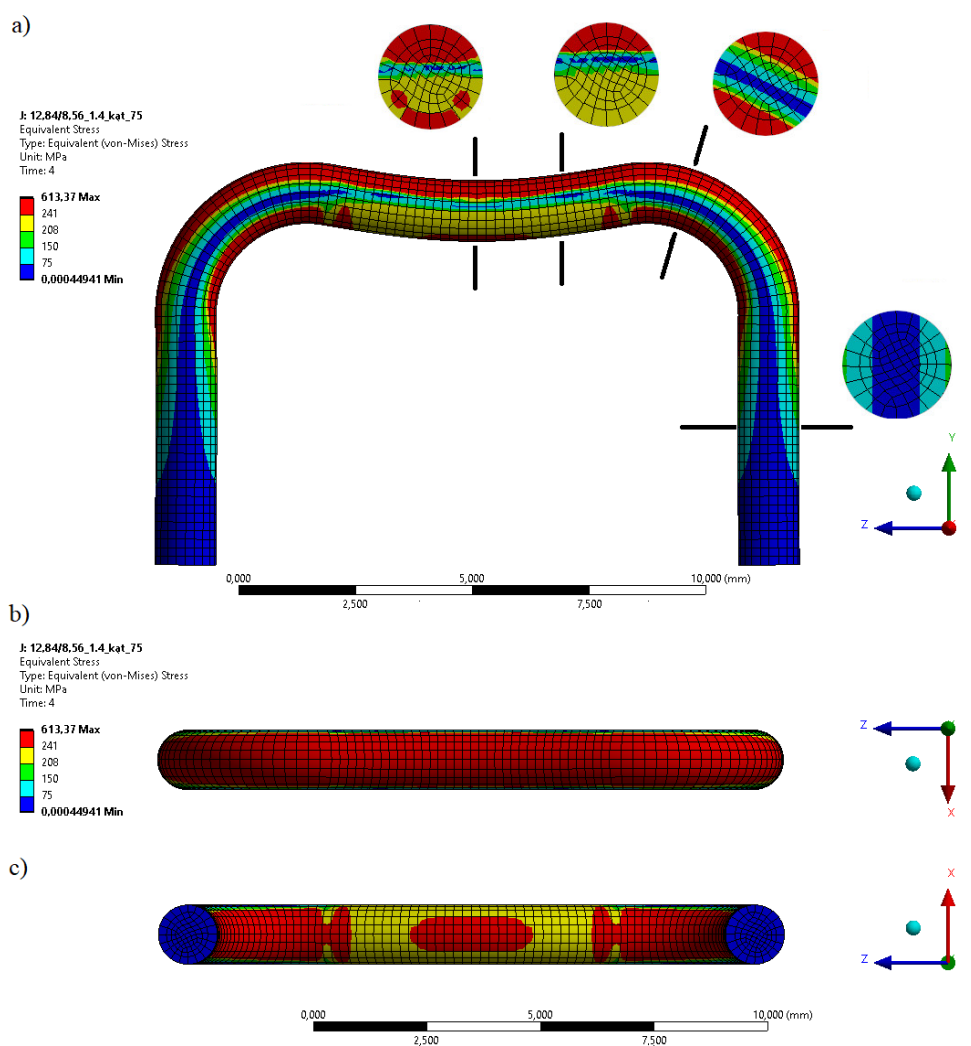
można zaobserwować również zmniejszającą się powierzchnię o naprężeniach z zakresu 241 - 613 MPa na rzecz pozostałych naprężeń. Natomiast pas minimalnych naprężeń poszerzył się, przybyło również naprężeń z zakresów 75 - 150 MPa i 150 - 208 MPa oraz naprężeń z plateau.



Rys. 72 Rozkład zredukowanego naprężenia w klamrze o długości przęsła 14,3 mm i kącie  $\beta=75^\circ$ . Widok z przodu oraz wybrane przekroje poprzeczne a), widok z góry b), widok z dołu c).

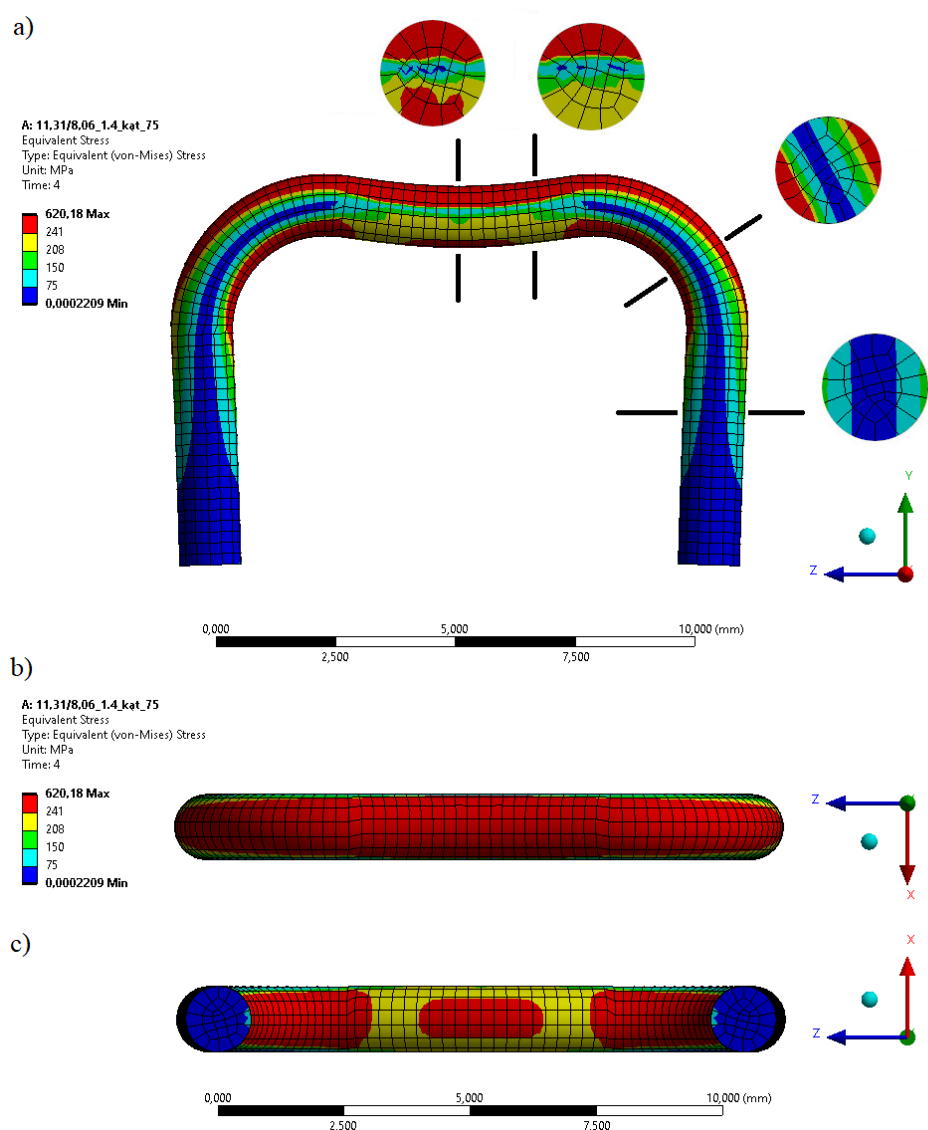
Poniższy rysunek (rys. 73) przedstawia klamrę o długości przęsła 12,8 mm z przodu wraz z przekrojami poprzecznymi oraz widokiem z góry i dołu. Widać na nim, że w środku

przęsła wzrosły naprężenia. Widoczny wcześniej pas minimalnych naprężeń uległ praktycznie zanikowi. Koreluje to z informacjami z odpowiedniego przekroju poprzecznego. Można na nim zaobserwować, że od grzbietu przęsła zwiększył się obszar naprężeń większych od  $\sigma_s^{SA}$ . Wcześniejszy przypowierzchniowy obszar wysokich naprężeń w dolnej części przęsła rozbudował się w głąb kłamry. W bocznej części przęsła powiększeniu uległ obszar z zakresu plateau. Natomiast na przekroju kolanka można zauważyć, że rozkład naprężeń zredukowanych wrócił do stanu z kłamry o długości przęsła 15,9 mm.



Rys. 73 Rozkład zredukowanego naprężenia w kłamrze o długości przęsła 12,8 mm i kącie  $\beta=75^\circ$ . Widok z przodu oraz wybrane przekroje poprzeczne a), widok z góry b), widok z dołu c).

Na widoku klamry z przodu można zauważyć, że naprężenia większe od  $\sigma_s^{SA}$  w dolnej części kolanek zmniejszyły zajmowany obszar i powstała przerwa obserwowana przy klamrze o długości przęsła 15,9 mm. Natomiast widok z dołu klamry ujawnia, że obszar naprężeń większych od  $\sigma_s^{SA}$  w kolankach nie został całkowicie przedzielony obszarami o naprężeniach z zakresu nadspężystości. Dodatkowo obserwuje się mniej naprężeń z zakresu nadspężystości na dolnej części przęsła ponieważ w jego środku występuje znacznie więcej naprężeń większych bądź równych  $\sigma_s^{SA}$  aniżeli w poprzedniej klamrze.



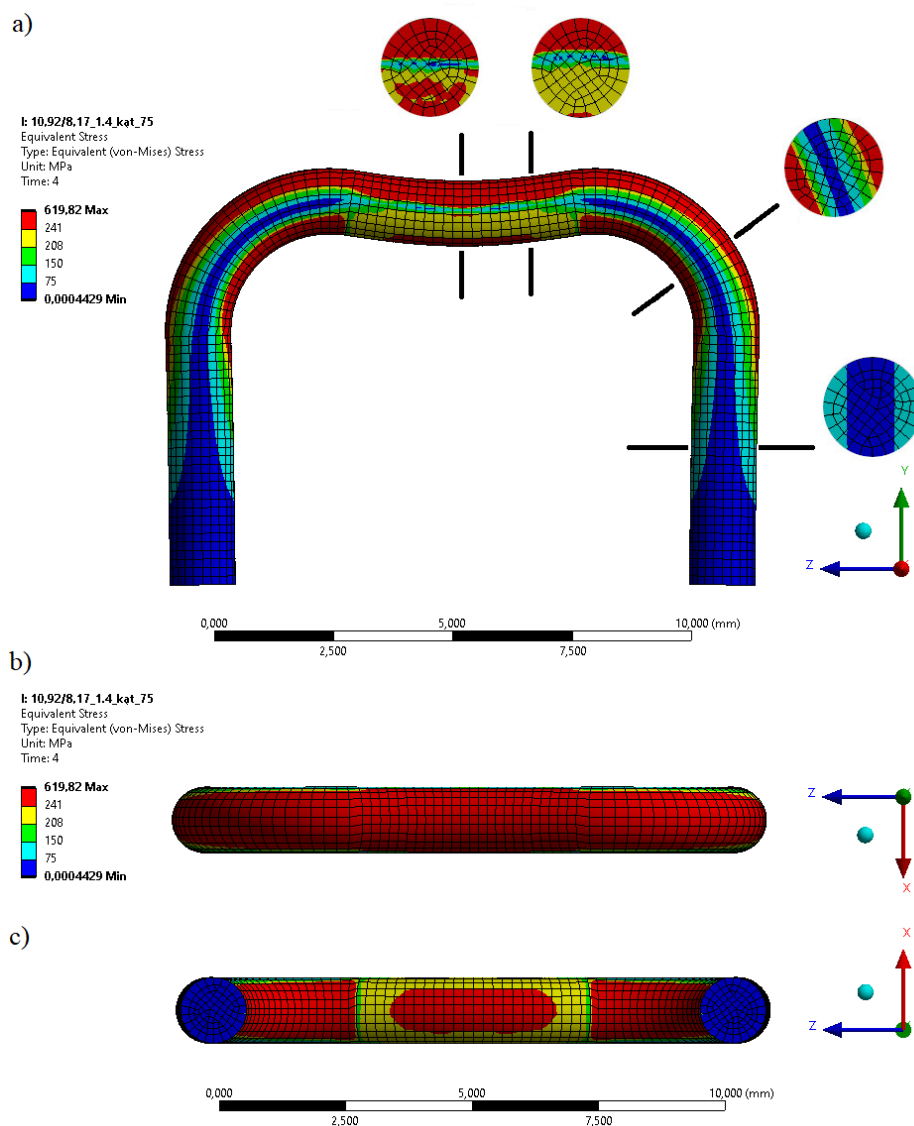
Rys. 74 Rozkład zredukowanego naprężenia w klamrze o długości przęsła 11,3 mm i kącie  $\beta=75^\circ$ . Widok z przodu oraz wybrane przekroje poprzeczne a), widok z góry b), widok z dołu c).



Powyższy rysunek przedstawia klamrę o długości przęsła 11,3 mm. Zaprezentowano na nim widok klamry z przodu wraz z przekrojami poprzecznymi w wybranych miejscach klamry oraz widok z góry i z dołu. Obserwuje się dalszy wzrost naprężeń w przęśle klamry wraz ze zmniejszaniem jego długości. Obszar minimalnych naprężeń praktycznie całkowicie zanikł na przęśle pomiędzy punktami podparcia w czasie początkowego zginania klamry. Resztkę tych naprężeń można zauważyć dopiero na odpowiednich przekrojach poprzecznych. W zamian, w tym miejscu jest trochę więcej obszarów o naprężeniach z zakresu 150 - 208 MPa. Na przekroju poprzecznym przez środek klamry obserwuje się wzrost objętości o naprężeniach większych od  $\sigma_s^{SA}$  kosztem objętości z zakresu nadspężystości. Trzy mniejsze, odseparowane obszary występujące w poprzednich klamrach połączyły się w jeden. Zwiększyły się również obszary naprężeń z zakresu 75 - 208 MPa. Zmniejszenie objętości materiału o naprężeniach z plateau można zobaczyć również na przekroju między środkiem a kolankiem klamry, gdzie obserwuje się również wzrost obszaru naprężeń od 75 do 208 MPa. W obszarze kolanka widać wzrost objętości klamry o naprężeniach z zakresu nadspężystości, poszerzenie pasa minimalnych naprężeń oraz wzrost naprężeń z zakresu rzędu 75 - 208 MPa. Natomiast ubyło miejsc o naprężeniach większych od  $\sigma_s^{SA}$ . Dość istotną różnicą w odniesieniu do klamry o długości przęsła 12,8 mm jest brak przerwy w obszarze naprężeń większych od  $\sigma_s^{SA}$  w wewnętrznej stronie kolanek. Odpowiada to również informacjom z przedstawionego widoku z dołu klamry.

Na poniższym rysunku (rys. 75) przedstawiono klamrę o długości przęsła 10,9 mm z przodu wraz z przekrojami poprzecznymi w czterech różnych punktach klamry i jej widokiem z góry i dołu. W dalszym ciągu obserwuje się wzrost naprężeń w przęśle wraz ze zmniejszaniem jego długości. W przypadku tej klamry poniżej pasa naprężeń rzędu 75 – 150 MPa biegnącego przez środek przęsła w samym środku klamry pojawiają się nowe obszary naprężeń większych od 241 MPa. Na przekroju poprzecznym wyraźnie widać te obszary oraz zwiększanie w dolnej części objętości o naprężeniach większych bądź równych  $\sigma_s^{SA}$ . W wyniku czego zmniejszyły się obszary naprężeń z zakresu nadspężystości, naprężeń większych od 75 MPa i większych od 150 MPa. Na pasie naprężeń rzędu 75 - 150 MPa można dostrzec zanikające obszary minimalnych naprężeń. Na kolejnym przekroju widać, że przybyło naprężeń z plateau kosztem naprężeń większych od 150 MPa i znów na dole przekroju można zaobserwować powierzchniowe naprężenia większe bądź równe  $\sigma_s^{SA}$ . Oznacza to, że naprężenia większe od  $\sigma_s^{SA}$  od spodu klamry znów zajmują większą powierzchnię. Potwierdza to rysunek z widokiem

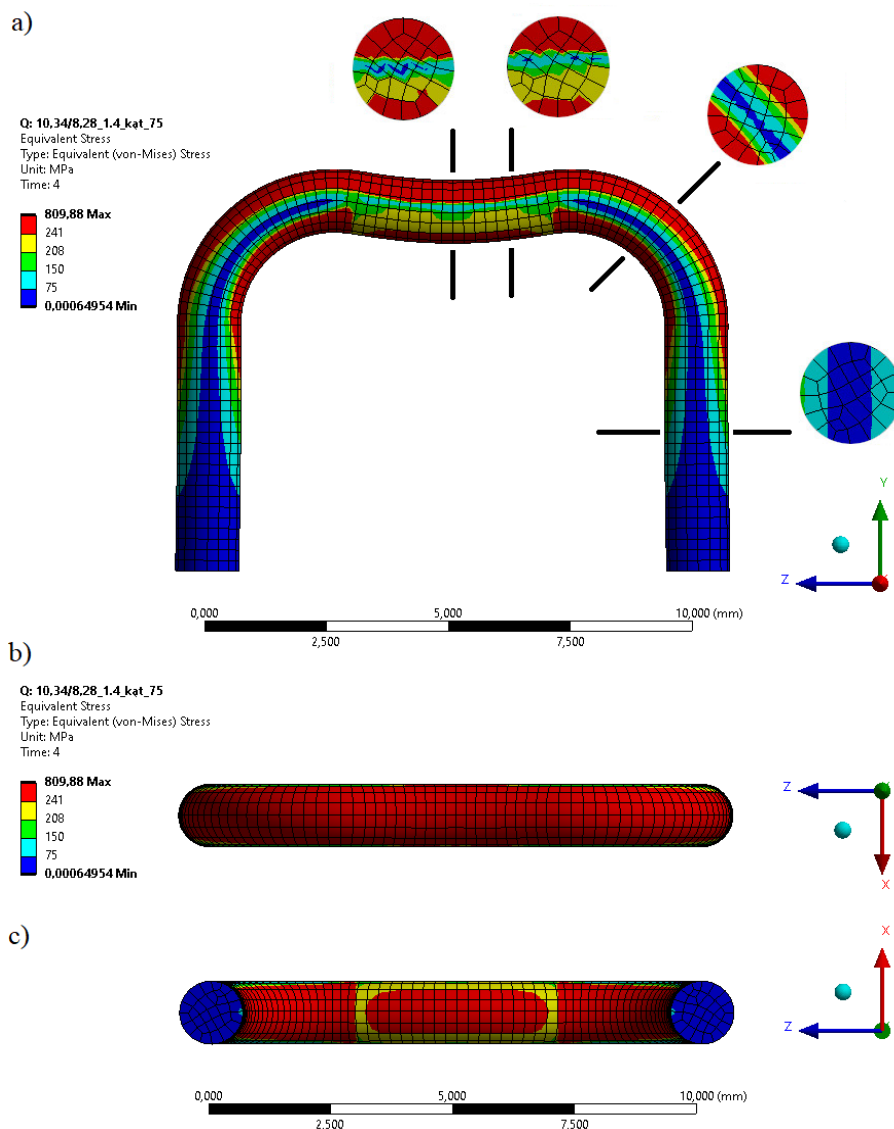
klamry z dołu, na którym widać również, że dodatkowo pojawiły się wąskie paski naprężeń rzędu 150 - 208 MPa między naprężeniami  $\sigma_s^{SA}$  a  $\sigma_f^{SA}$ .



Rys. 75 Rozkład zredukowanego naprężenia w klamrze o długości przęsła 10,9 mm i kącie.  $\beta=75^\circ$ . Widok z przodu oraz wybrane przekroje poprzeczne a), widok z góry b), widok z dołu c).

Rys. 76 przedstawia klamrę o najkrótszym przęśle równym 10,3 mm z przodu z przekrojami poprzecznymi oraz z widokiem z góry i z dołu. W tej najkrótszej w typoszeregu klamrze obserwuje się dalszy wzrost naprężeń w przęśle wraz z jego skracaniem. Na przekroju poprzecznym przez środek klamry można zaobserwować, że zmniejszył się obszar naprężeń

większych od  $\sigma_s^{SA}$  natomiast zwiększył się obszar naprężeń z plateau i naprężeń większych od 75 MPa.



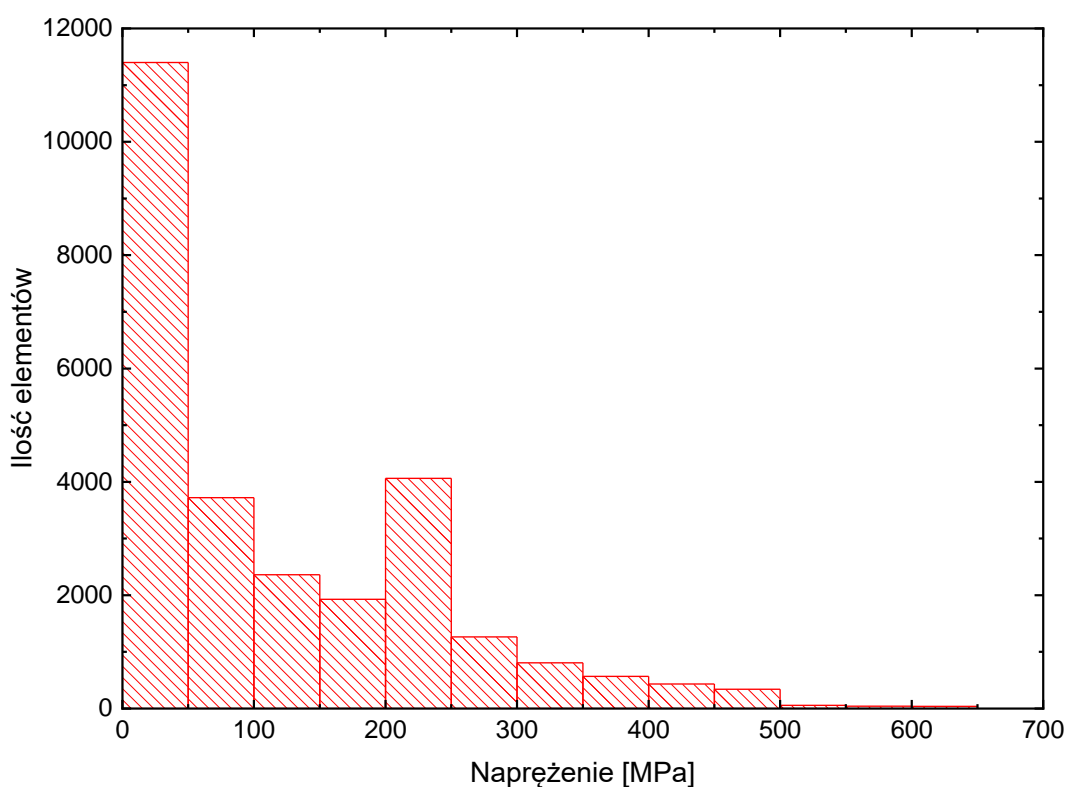
Rys. 76 Rozkład zredukowanego naprężenia w kłamrze o długości pręśła 10,3 mm i kącie  $\beta=75^\circ$ . Widok z przodu oraz wybrane przekroje poprzeczne a), widok z góry b), widok z dołu c).

Na kolejnym przekroju widać, że zwiększył się obszar naprężeń, które w poprzedniej kłamrze miały jedynie charakter powierzchniowy. Natomiast zmniejszył się obszar naprężeń z zakresu plateau. Na przekroju poprowadzonym przez kolanko kłamry obserwuje się wzrost objętości o naprężeniach większych bądź równych  $\sigma_s^{SA}$ . Natomiast zmniejsza się ilość obszarów zarówno o naprężeniach minimalnych jak i większych od 150 MPa. W stosunku do poprzedniej kłamry

w obrębie przęsła występuje więcej obszarów o naprężeniach rzędu 150 - 208 MPa a znacznie mniej obszarów o naprężeniu większym od  $\sigma_f^{SA}$ . Istotną cechą tej klamry jest to, że dolna część przęsła jest niemal cała obszarem naprężeń większych od  $\sigma_s^{SA}$ . W porównaniu do pozostałych klamer, w tej jest najmniej objętości o naprężeniach z zakresu nadspężystości.

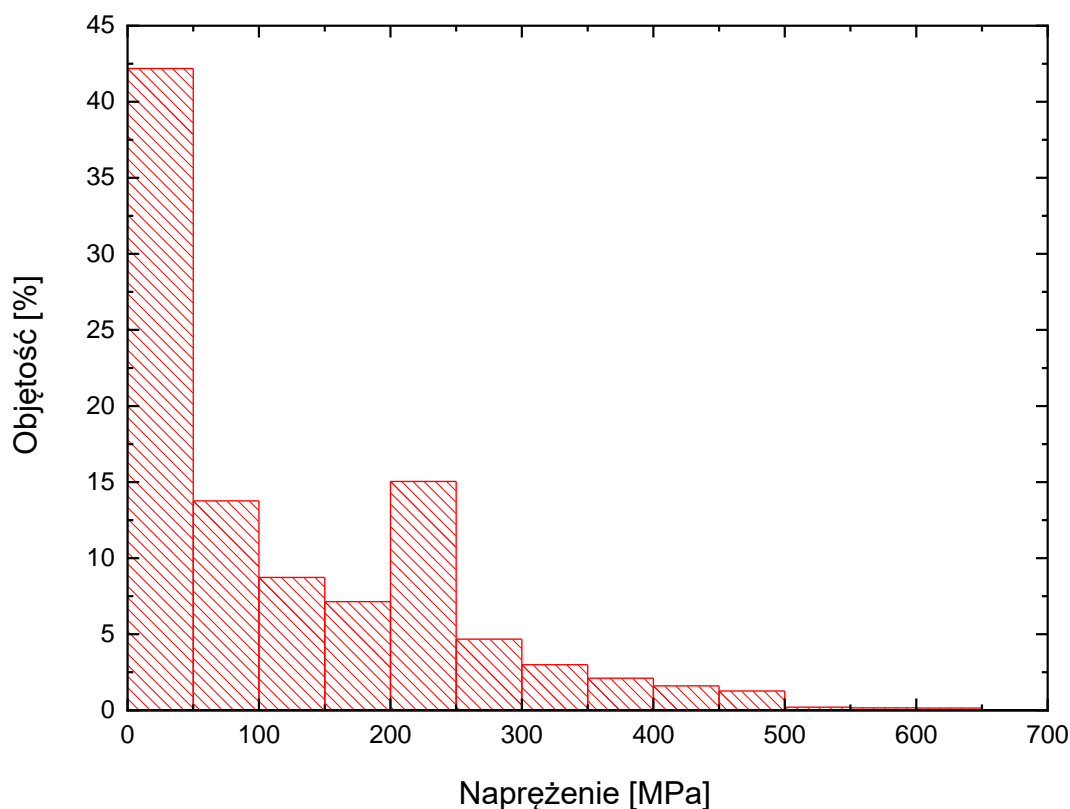
Cechą charakterystyczną całego typoszeregu klamer jest wzrost naprężeń w przęśle wraz ze zmniejszaniem jego długości. Koreluje to z obserwowanym wzrostem siły oddziaływania klamry wraz ze skracaniem przęsła. Tendencja ta wynika z tego, że konieczna jest większa deformacja krótszego przęsła w celu uzyskania takiego samego początkowego kąta odgięcia ramion jak w klamrach o dłuższych przęsłach. Nie obserwowano istotnych zmian w rozkładzie naprężeń w ramionach poszczególnych klamer. Wynika to z faktu, że w procesie początkowego zginania klamry ramiona nie ulegają deformacji.

Powyższe rysunki przedstawiające rozkład naprężeń w klamrach do osteosyntezy potwierdzają wysunięte w rozdziale 7.2 przypuszczenie o jego niejednorodności i uzasadniają wyciągnięte tam wnioski dotyczące różnic obserwowanych charakterystyk.



Rys. 77 Histogram naprężeń zredukowanych w klamrze o długości przęsła 16,2 mm zamodelowanej dla zestawu parametrów FEM 1.4.

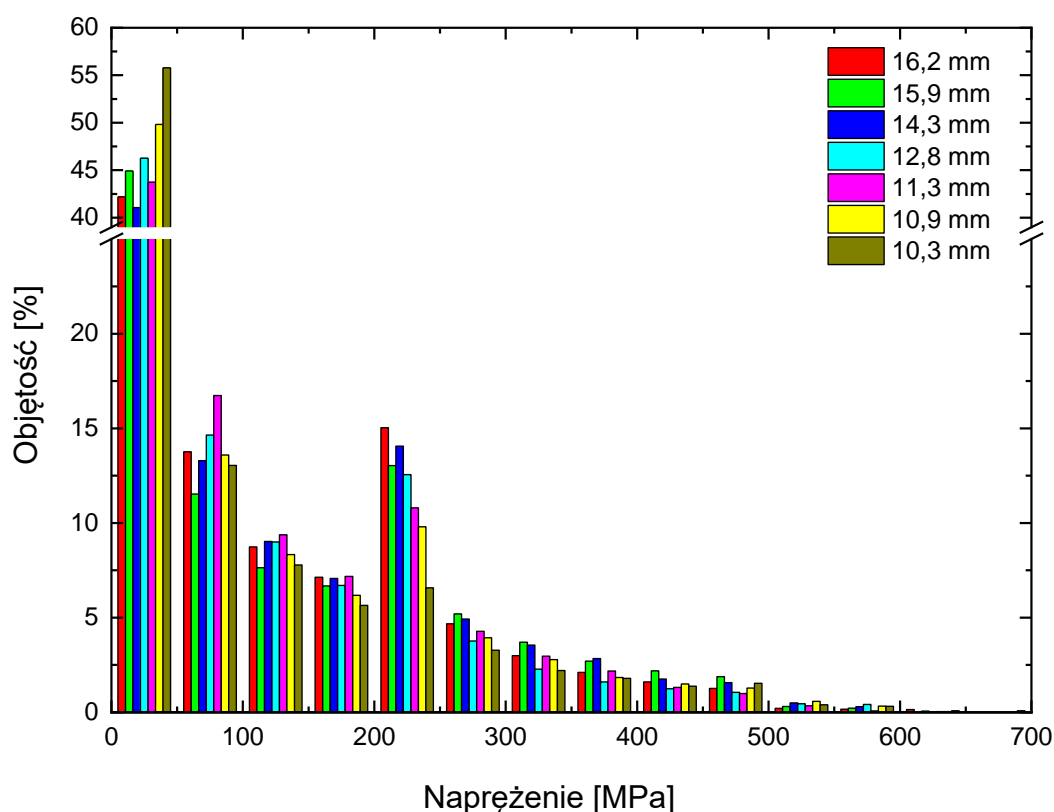
Dotychczasowa analiza wyników miała charakter jakościowy. Ilościową analizę przeprowadzono stosując narzędzia statystyczne. Początkowo sporządzono histogramy ilości elementów klamer o danych naprężeniach. Dzięki temu możliwe było między innymi określenie objętości klamry znajdującej się w stanie nadspężystym. Powyższy histogram (rys. 77) przedstawia rozkład naprężeń w klamrze o długości przęsła 16,2 mm. Występuje na nim lokalne maksimum dla naprężeń od 200 - 250 MPa. Ten zakres naprężeń obejmuje przedział  $\sigma_f^{SA} - \sigma_s^{SA}$ . Występujący w nim efekt nadspężysty charakteryzuje się tym, że stosunkowo niewielki zakres zmiany naprężenia związany jest z dużym zakresem zmiany deformacji (rys.43). Ze względu na różne wielkości klamer oraz różnice w generowaniu węzłów w poszczególnych kłamerach trudno byłoby dla różnych klamer porównywać ilości węzłów o danym naprężeniu. W kłamerach o mniejszej długości przęsła, ze względu na występujące większe gradienty deformacji, generowana jest większa ilość węzłów. Zamiast ilości węzłów można porównywać udziały objętości,  $V$ , o danych naprężeniach w poszczególnych kłamerach. Generowane w trakcie analizy węzły wyznaczają elementy skończone o statystycznie podobnych objętościach. Przyjęto, że procentowy udział elementów o danym naprężeniu odpowiada udziałowi w objętości klamry. Na poniższym rysunku przedstawiono udział objętości o danym naprężeniu w klamrze o długości przęsła 16,2 mm.



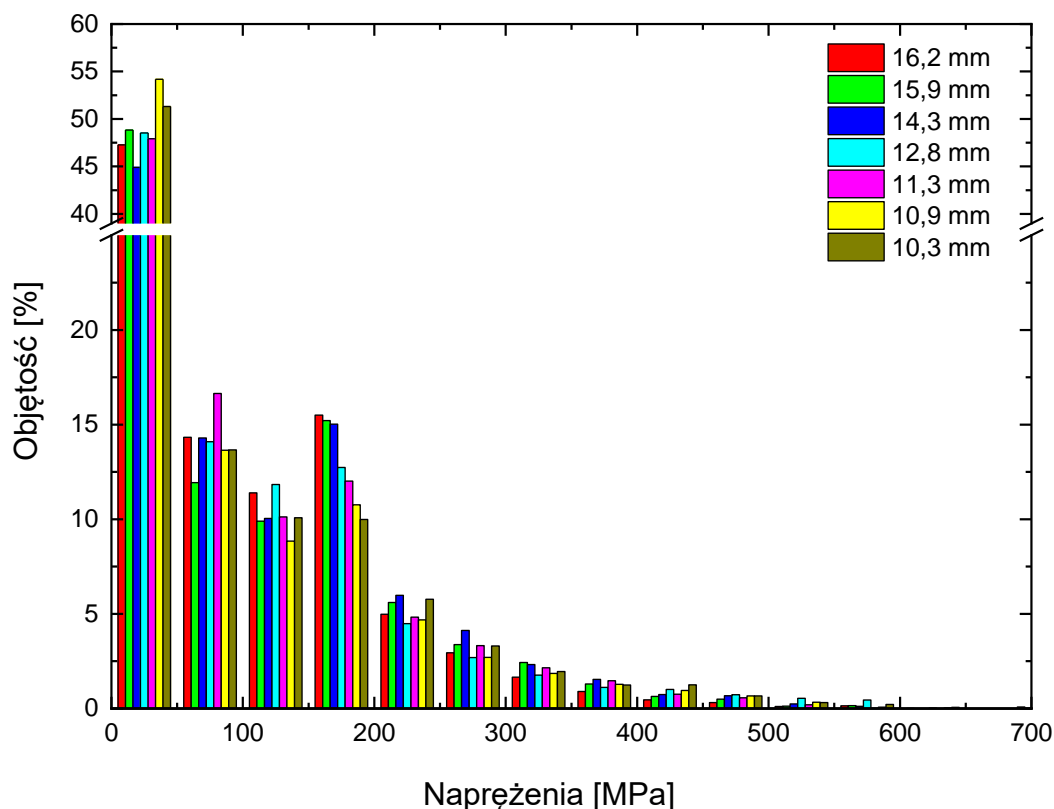
Rys. 78 Procentowy udział objętości elementów skończonych o danym naprężeniu w klamrze o długości przęsła 16,2 mm zamodelowanej dla zestawu parametrów FEM 1.4.

Powyższy histogram ma identyczne cechy jak przedstawiony na rysunku 77. W celu porównania rozkładów naprężeń we wszystkich analizowanych klamrach wykonano odpowiednie histogramy. Poniższy zbiorczy histogram prezentuje rozkłady naprężeń zredukowanych we wszystkich klamrach. Przedstawiono na nim wyniki modelowania dla zestawu parametrów FEM 1.4.

Na rysunku 79 widać, że wraz ze wzrostem wartości naprężenia maleje objętość klamry o tym naprężeniu. Wyjątek stanowi zakres naprężeń 200 - 250 MPa, gdzie następuje lokalny wzrost objętości. Jak wspomniano powyżej w tym przedziale naprężeń występuje efekt nadspężysty. Dla wszystkich klamer efekt nadspężysty występuje w 4,9 - 18,6 procentach objętości, natomiast „rezerwa nadspężystości” obejmuje 11,7 - 18,3 procent objętości klamer. Zbiorczy histogram przedstawiony na rys. 80 prezentuje rozkłady naprężeń zredukowanych we wszystkich klamrach zamodelowanych dla zestawu parametrów FEM 1.5.



Rys. 79 Histogram naprężeń zredukowanych dla wszystkich analizowanych klamer zamodelowanych dla zestawu parametrów FEM 1.4.



Rys. 80 Histogram naprężeń zredukowanych dla wszystkich analizowanych klamer zamodelowanych dla zestawu parametrów FEM 1.5.

Powyższy histogram ma podobne cechy jak przedstawiony na rysunku 79. Obserwuje się jedynie nieznaczne różnice prezentowanych wartości. Wynikają one z różnic stosowanych parametrów modelowania FEM 1.4 i FEM 1.5.

Podsumowując wyniki modelowania klamer do osteosyntezy, w których występuje efekt nadspężysty można stwierdzić, że:

- obliczone wartości siły z jaką oddziałują klamry na kość są zgodne z danymi pomiarowymi,
- w klamrach występuje niejednorodny rozkład naprężeń,
- w klamrach występują obszary o naprężeniach z zakresu plateau na zależności naprężenia od deformacji,
- klamry mogą wykazywać, korzystne z punktu widzenia zastosowań medycznych, właściwości nadspężyste,
- w jedynie w małej objętości klamer (4,9 – 18,6 %) występuje efekt nadspężysty.

## 7.10. Projekt i modelowanie nowej klamry NiTi

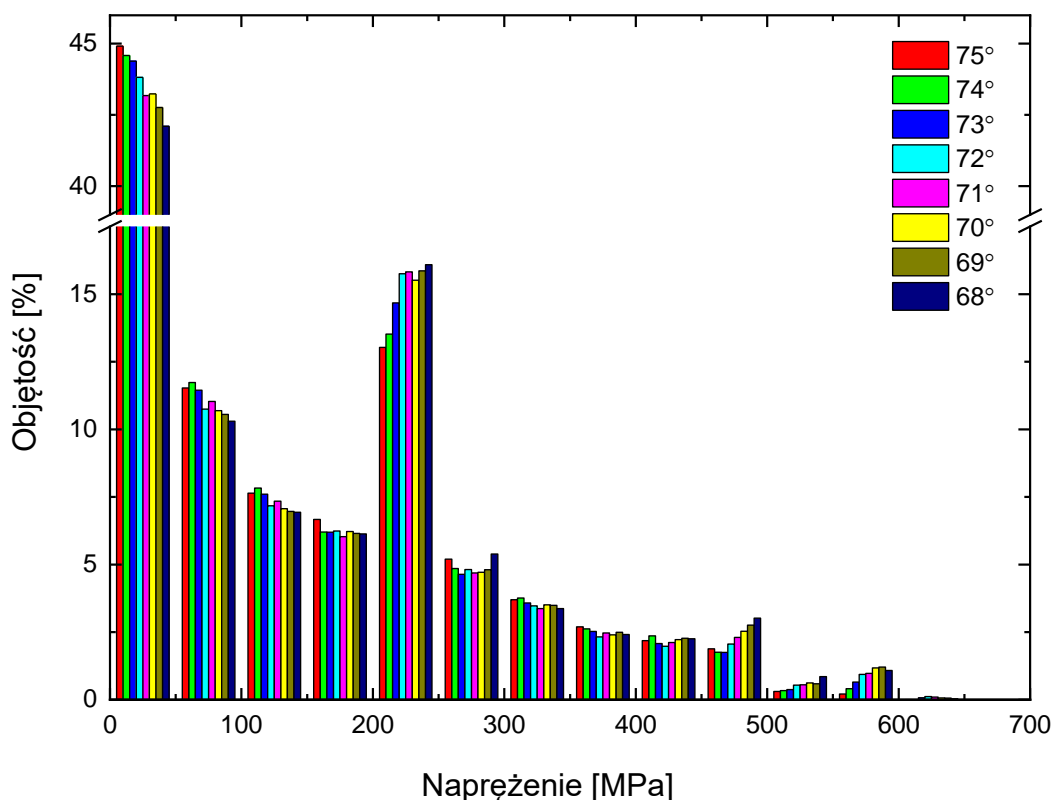
Wobec małej objętości klamer wykazującej właściwości nadsprężyste postawiono zmodyfikować klamry tak by:

- zwiększyć objętość materiału w którym występuje efekt nadsprężysty,
- zwiększyć objętość materiału, w której występuje „rezerwa nadsprężystości”,
- zachować nie zmienioną siłę, którą wywierają ramiona klamry na kość.

W tym celu zaproponowano modyfikację istniejących klamer, która polegała na zmniejszeniu kąta pomiędzy osią przęsła i osiami ramion. Ze względu na wybór tego kąta zmiana ta spowoduje większą deformację materiału klamry. Autorka pracy zakładała, że taka modyfikacja klamer przyczyni się do zwiększenia objętości materiału, w której występuje efekt nadsprężysty i „rezerwa nadsprężystości”. Do analizy utworzono kolejnych siedem typoszeregów klamer NiTi o malejącym kącie podgięcia dla zestawu parametrów wejściowych FEM 1.4 i siedem typoszeregów dla zestawu parametrów FEM 1.5. Kąt podgięcia zmniejszono co  $1^\circ$  od wyjściowego kąta  $75^\circ$ . Kąt zmniejszano tak długo jak otrzymywano stabilne wyniki modelowania. W klamrach o najkrótszych przęsłach można było zmniejszyć kąt jedynie do  $70^\circ$  w przypadku przęsła o długości 10,9 mm i do  $72^\circ$  dla przęsła o długości 10,3 mm. W przypadku klamer o dłuższych przęsłach kąt podgięcia ramion można było zmniejszać do  $68^\circ$ . Wyniki modelowania ponownie przeanalizowano za pomocą histogramów.

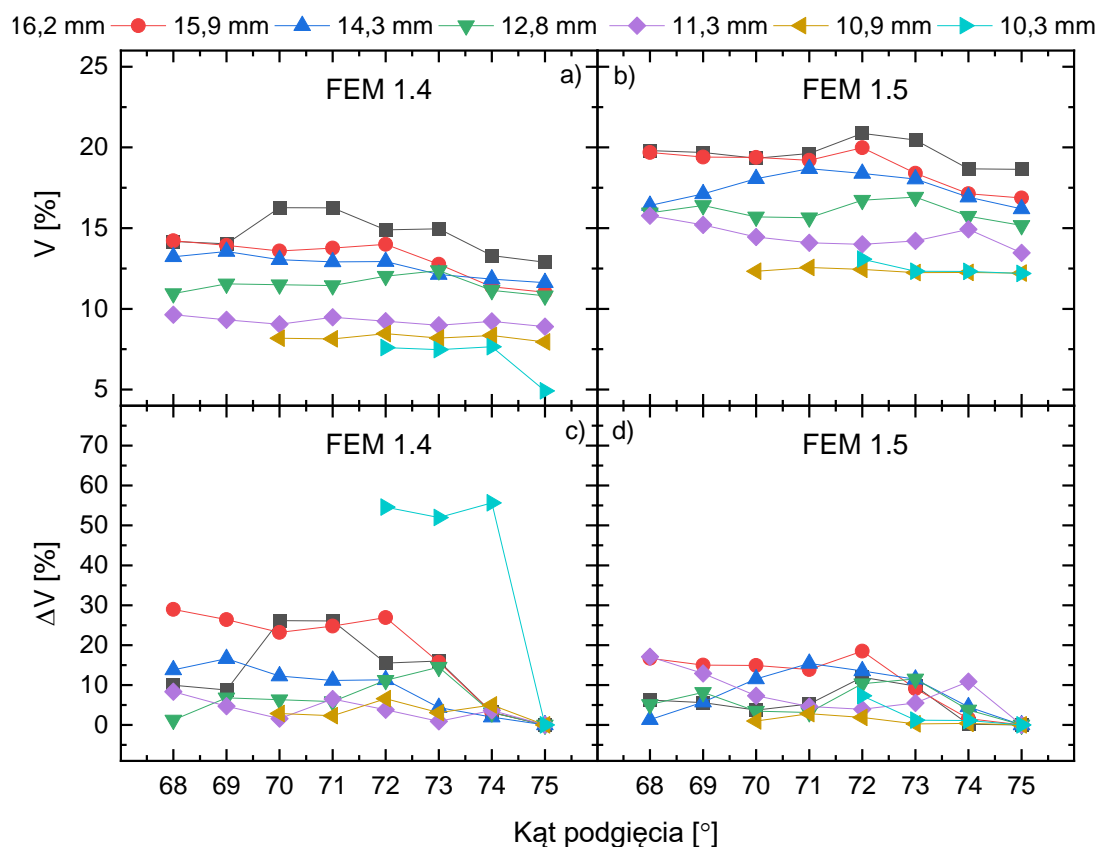
Rys. 81 przedstawia histogram naprężeń zredukowanych w klamrze o długości przęsła 15,9 mm (FEM 1.4) dla różnych kątów podgięcia ramion klamry. Widać na nim, że objętość obszarów klamry o niskich wartościach naprężeń maleje wraz ze zmniejszaniem kąta podgięcia ramion klamry. Natomiast wzrasta objętość materiału o wyższych naprężeniach, w tym objętość o pożądanych cechach z punktu widzenia leczenia złamań kości. Efekt ten obserwuje się dla wszystkich długości przęsła klamry dla obu zestawów parametrów.





Rys. 81 Histogram naprężeń w klamrach o pręśle 15,9 mm zamodelowanych dla zestawu parametrów FEM 1.4 dla różnych kątów podgięcia.

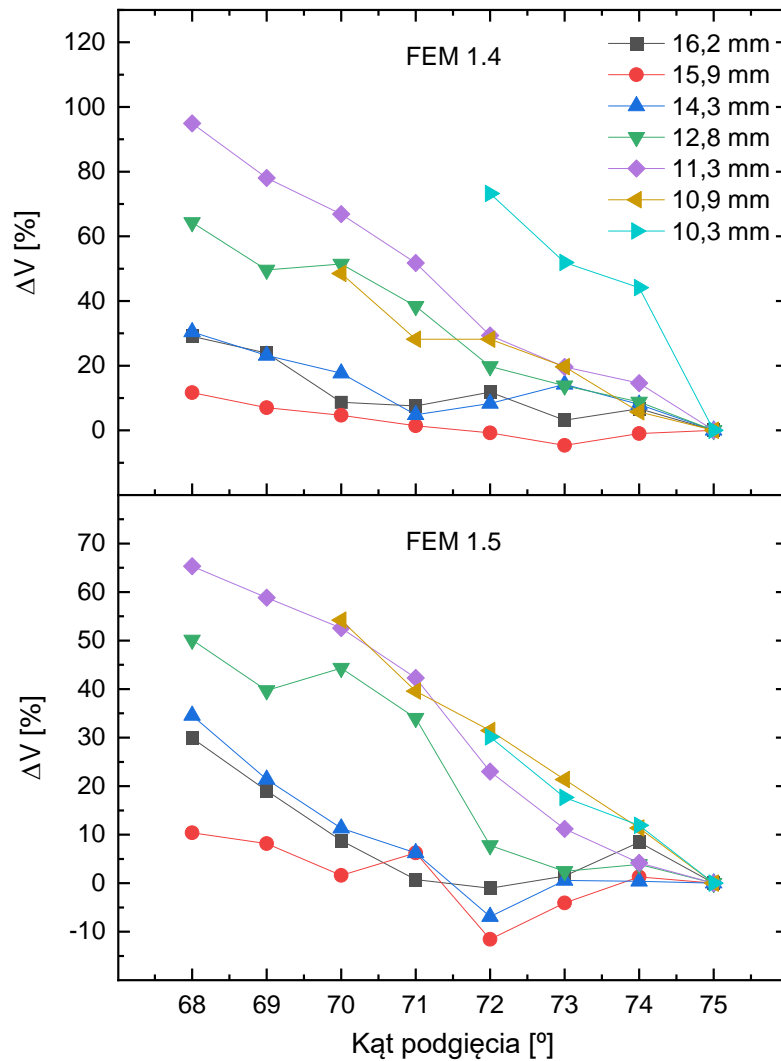
Poniższy wykres (rys. 82 a, b) porównuje zależności objętości klamer o naprężeniach zredukowanych w zakresie plateau od kąta podgięcia dla obu zestawów parametrów FEM 1.4 i FEM 1.5. Obserwuje się początkowo wyraźny wzrost objętości wraz ze zmniejszaniem kąta podgięcia. Dla kątów podgięcia poniżej  $72^\circ$  zmiany te są już mniej wyraźne. W zmodyfikowanych klamrach od 7,5 do 20,9 procent objętości ma cechy nadspężyste. Znacznie wyraźniej widać wynik modyfikacji na rys. 82 c, d, który przedstawia zmianę objętości materiału w zakresie plateau klamer zmodyfikowanych w stosunku do klamer wyjściowych.



Rys. 82 Zależność objętości klamer o naprężeniach zredukowanych w zakresie  $\sigma_f^{SA} - \sigma_s^{SA}$  a), b) oraz wzrost objętości w stosunku do klamer wyjściowych c), d) od kąta podgięcia dla zestawu parametrów FEM 1.4 i FEM 1.5.

Dla większości zmodyfikowanych klamer uzyskano od pięcioprocentowego do trzydziestoprocentowego wzrostu objętości, w której występuje efekt nadspężysty. Wyjątek stanowi klamra o długości przęśla 10,3 mm, w której zmiana kąta podgięcia o zaledwie jeden stopień powoduje ponad pięćdziesięcioprocentowy wzrost objętości pożądanej fazy. W klamrze o najmniejszej długości przęśla występują najwyższe gradienty naprężeń, które być może powodują niewłaściwe działanie ograniczonej licencyjnie wersji oprogramowania.

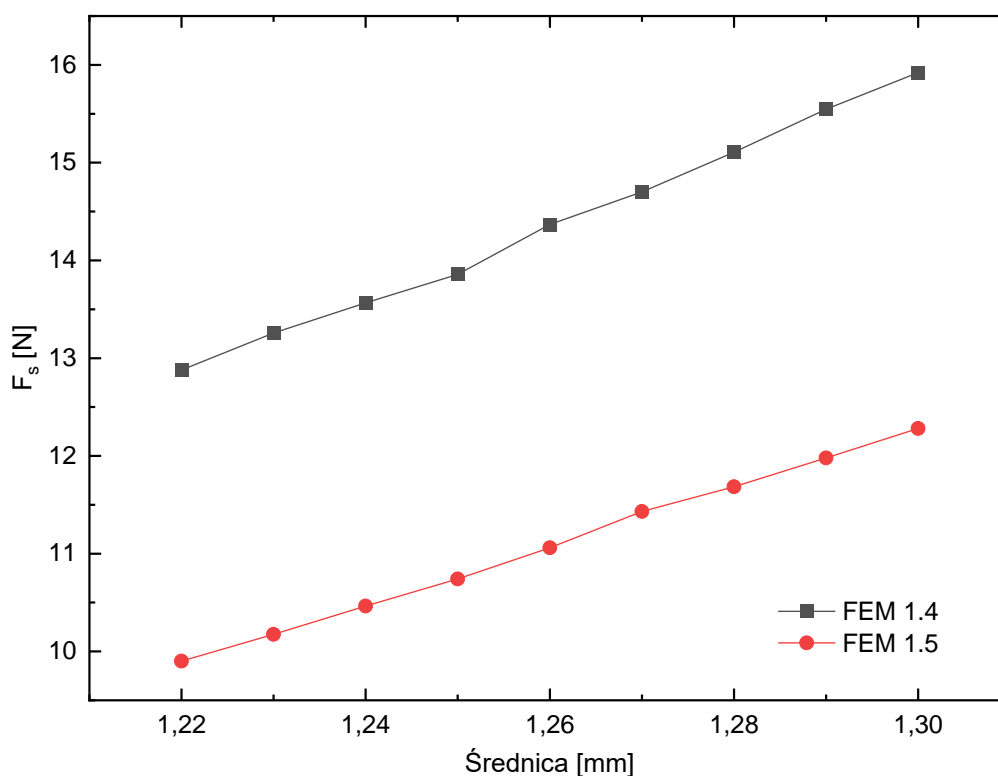
Z punktu widzenia użytkowania klamry istotna jest również wielkość „rezerwy nadspężystości”. Porównanie wzrostu jej objętości wynikającego z zastosowanej modyfikacji przedstawiono na poniższym rysunku.



Rys. 83 Zależność wzrostu objętości klamry o naprężeniach zredukowanych von Misesa przekraczających zakres nadspężystości od kąta podgięcia dla klamer zamodelowanych dla zestawu parametrów FEM 1.4 i FEM 1.5.

Wyniki otrzymanych analiz dla obu zestawów parametrów potwierdziły, że zastosowana modyfikacja spowodowała również wzrost objętości klamry o naprężeniach większych od  $\sigma_s^{SA}$  stanowiącej „rezerwę nadspężystości”. Można zauważyć, że wprowadzona modyfikacja klamry spowodowała nieco większy względny wzrost objętości klamry, w której występują naprężenia większe od  $\sigma_s^{SA}$  niż objętości klamry, w której występują naprężenia z obszaru plateau. Wzrost tej objętości jest również korzystny z punktu widzenia klinicznego stosowania klamer.

Zaproponowana modyfikacja klamer przyniosła zamierzony skutek czyli wzrost objętości, w której występują naprężenia z zakresu plateau oraz naprężenia wyższe od  $\sigma_s^{SA}$  („rezerwa nadsprężystości”). Wobec tego dzięki zaproponowanej modyfikacji, większa objętość klamry pracuje w zakresie nadsprężystym a więc lepiej wykorzystywane są właściwości stopu NiTi. Osiągnięto to w wyniku zwiększenia naprężeń w klamrze. Jednakże zwiększenie naprężeń w klamrze spowodowało wzrost siły ściskającej wywieranej przez nią na kość. Zachowanie pierwotnej siły oddziaływania klamry wymagało kolejnej jej modyfikacji. W celu zmniejszenia siły oddziaływania zmodyfikowanej klamry zaproponowano zmniejszenie jej średnicy. W celu znalezienia właściwej średnicy zmodyfikowanej klamry przeprowadzono szereg analiz klamer o średnicach zmniejszanych co 0,01 mm rozpoczynając od wyjściowej średnicy równej 1,3 mm aż do momentu uzyskania siły ściskającej równej sile początkowej. W sumie wykonano prawie dwieście analiz numerycznych. Rys. 84 prezentuje zebrane wyniki analizy dla klamry o długości przęsła 16,2 mm i kącie podgięcia 68°. Analizy te przeprowadzono dla zestawów parametrów FEM 1.4 i FEM 1.5.



Rys. 84 Zależność siły ściskającej klamry o długości przęsła 16,2 mm i kącie podgięcia 68° od średnicy klamry.

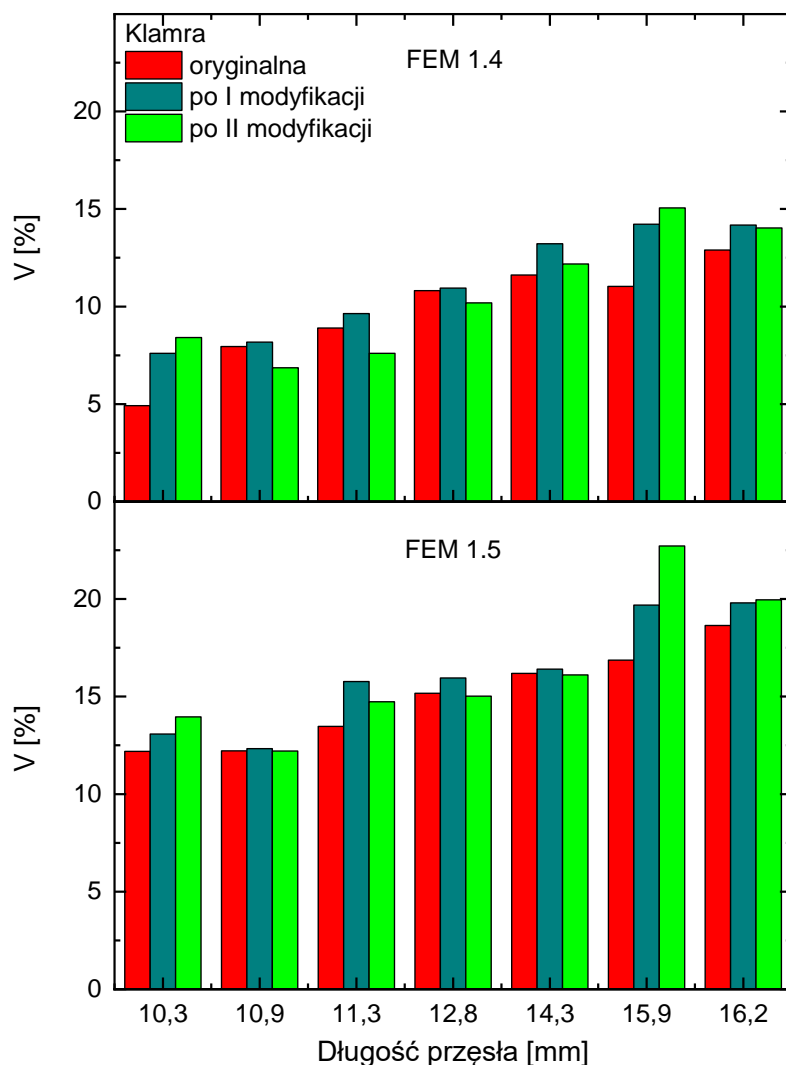
Zgodnie z przewidywaniami siła ściskająca ramion klamry maleje wraz ze zmniejszaniem średnicy klamry dla obu zestawów parametrów wejściowych. Dla obu zestawów parametrów dla średnicy klamry 1,23 mm otrzymano wartości siły oddziaływania klamry różniące się o mniej niż jeden procent od pierwotnych sił. Siła ściskająca oryginalnej klamry o długości przęsła 16,2 mm i pierwotnym kącie podgięcia  $75^\circ$  wynosiła 13,174 N dla FEM 1.4 i 10,053 N dla FEM 1.5. A więc druga modyfikacja oryginalnej klamry pozwoliła na zrealizowanie wszystkich postawionych na początku tego rozdziału celów.

W analogiczny sposób przeprowadzono analizę dla pozostałych klamer. W poniższej tabeli zestawiono średnice i kąty podgięcia ulepszonych klamer otrzymane dla obu zestawów parametrów FEM 1.4 i FEM 1.5. W tej tabeli zestawiono również objętość faz nadspężystych, poszczególnych klamer po modyfikacji.

Tabela 18 Zestawienie średnic, kątów podgięcia i objętości zmodyfikowanych klamer dla zestawów parametrów FEM 1.4 i FEM 1.5

Długość przęsła [mm]	FEM 1.4			FEM 1.5		
	średnica [mm]	kąt podgięcia [ $^\circ$ ]	V [%]	średnica [mm]	kąt podgięcia [ $^\circ$ ]	V [%]
16,2	1,23	68	32	1,23	68	36
15,9	1,23	68	35	1,21	68	38
14,3	1,22	68	35	1,22	68	40
12,8	1,17	68	30	1,17	68	36
11,3	1,15	68	37	1,14	68	40
10,9	1,20	70	27	1,18	70	35
10,3	1,23	72	27	1,23	72	34

Na rysunku 85 porównano objętości obszarów o naprężeniach z plateau klamer oryginalnych i zmodyfikowanych dla obu zestawów parametrów.

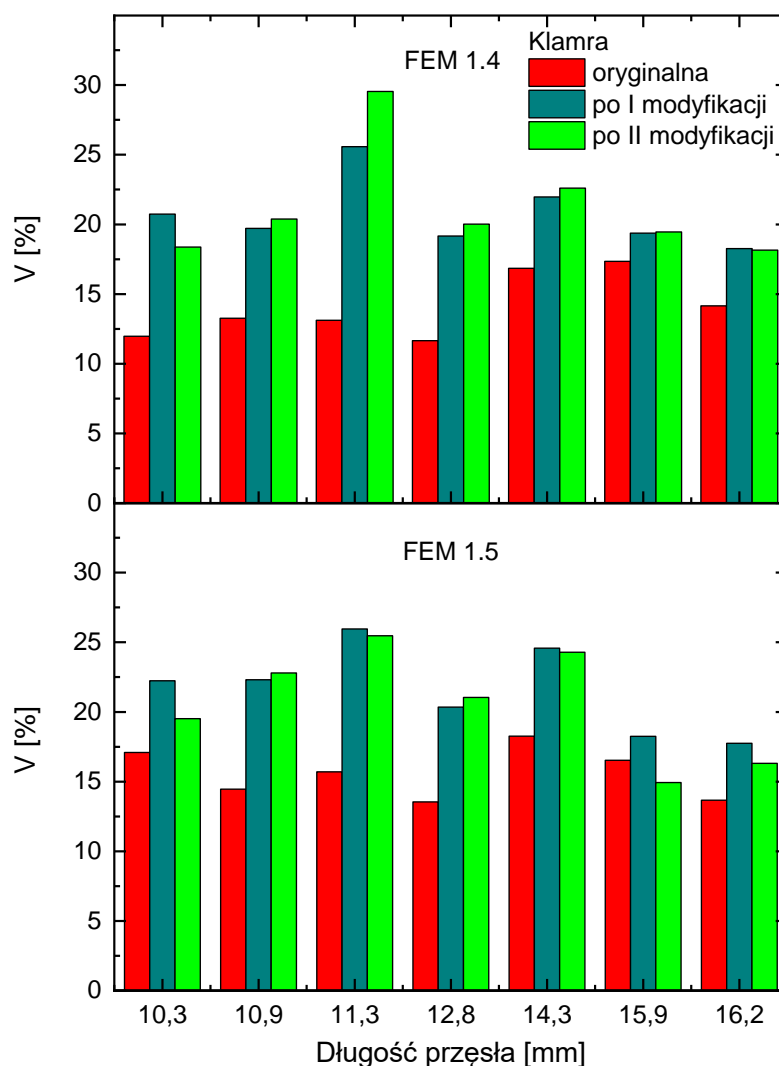


Rys. 85 Objętości fazy nadsprężystej klamer oryginalnych i zmodyfikowanych dla zestawu parametrów wejściowych FEM 1.4 a) i dla zestawu parametrów FEM 1.5 b).

Powyższy rysunek potwierdza, że w wyniku kolejnych dwóch modyfikacji klamer został osiągnięty pierwszy założony cel. W większości z analizowanych przypadków nastąpił wzrost objętości fazy nadsprężystej. Efekt końcowy zależał nie tylko od dokonanych modyfikacji ale również od zestawu parametrów. W przypadku zestawu FEM 1.4 dla klamer o długościach od 10,9 do 12,8 mm po modyfikacjach obserwuje się nieznaczny spadek objętości fazy nadsprężystej, który nie występuje dla zestawu parametrów FEM 1.5.

Wprowadzenie po drugiej modyfikacji w części przypadków nastąpiło nieznaczne zmniejszenie objętości klamry z zakresu plateau jednak modyfikacja ta była konieczna dla

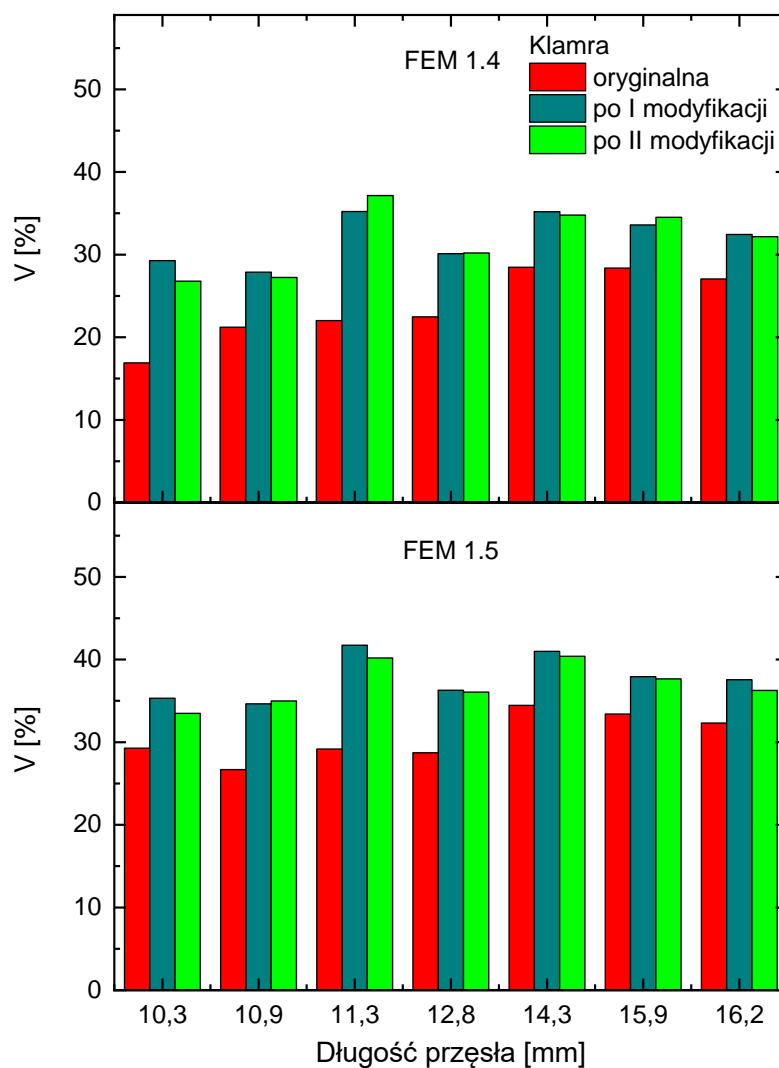
realizacji trzeciego, założonego celu czyli zachowania pierwotnej siły oddziaływania ramion klamry na odłamy kostne.



Rys. 86 Objętości „rezerwy nadspężystości” klamer oryginalnych i zmodyfikowanych dla zestawu parametrów wejściowych FEM 1.4 i FEM 1.5.

W wyniku obu modyfikacji objętość „rezerwy nadspężystości” istotnie wzrosła (rys. 86) we wszystkich analizowanych przypadkach (za wyjątkiem klamry o długości przęsła 15,9 mm dla zestawu parametrów FEM 1.5). Należy zauważyć, że wzrost dla zestawu parametrów FEM 1.4 był większy niż dla FEM 1.5 dla klamer, w których obserwowano nieznaczny spadek objętości fazy nadspężystej. Wprowadzie w przypadku klamry o długości przęsła 15,9 mm dla zestawu parametrów FEM 1.5 objętość „rezerwy nadspężystości” spadła jednak wzrost objętości fazy nadspężystej był największy.

Z klinicznego punktu widzenia istotna jest zarówno objętość fazy nadsprężystej jak i objętość „rezerwy nadsprężystości”. Na poniższym rysunku przedstawiono sumę tych objętości.



Rys. 87 Suma objętości fazy nadsprężystej i „rezerwy nadsprężystości” klamer oryginalnych i zmodyfikowanych dla zestawu parametrów wejściowych FEM 1.4 i FEM 1.5.

Po pierwszej modyfikacji we wszystkich przypadkach suma objętości fazy nadsprężystej i „rezerwy nadsprężystości” wzrosła. Po drugiej modyfikacji w większości przypadków zaobserwowano nieznaczny jej spadek jednak pomimo niego suma objętości pożądanых faz była większa niż w klamrach wyjściowych.

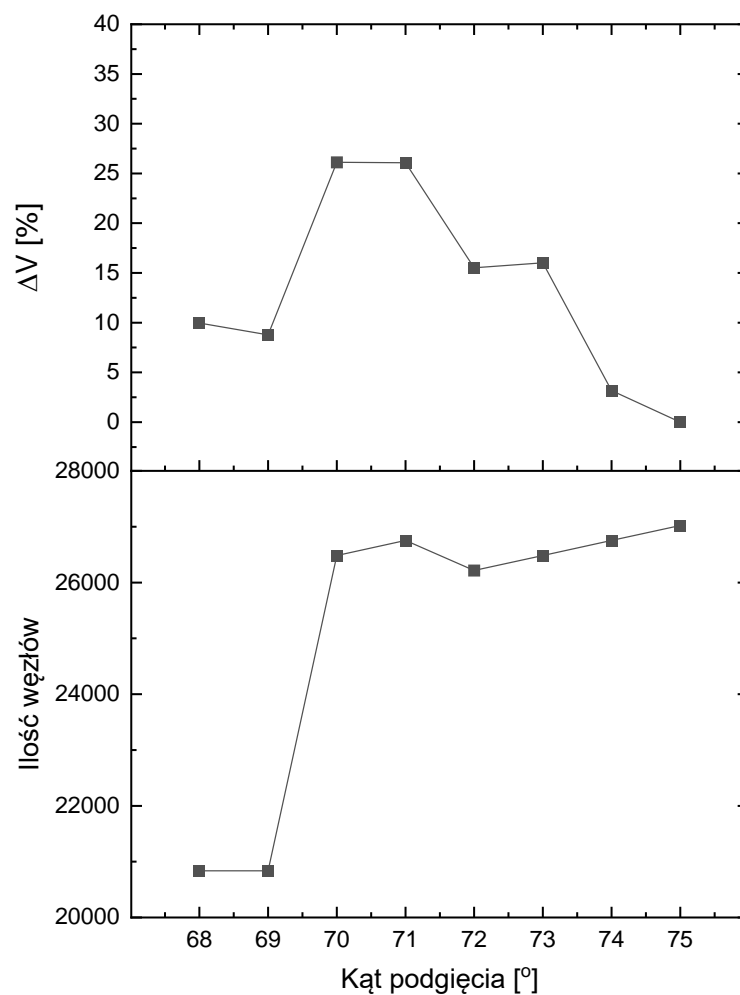


Podsumowując, zmniejszając kąt podgięcia ramion klamry zwiększono objętość klamry, w której naprężenia von Misesa były w zakresie nadspężystości oraz zwiększono objętość „rezerwy nadspężystości” a przez zmniejszenie średnicy klamry zachowano wartość siły ściskającej. Dzięki temu zaprojektowane nadspężyste klamry do osteosyntezy będą dłużej pracować w odpowiednim zakresie naprężeń zachowując tę samą siłę co oryginalne klamry. Tak więc właściwa modyfikacja realnej klamry, pozwoli lepiej wykorzystywać niezwykle właściwości stosowanego materiału i zwiększyć jej funkcjonalność.

Opisana w tym rozdziale metoda postępowania może w przyszłości ułatwić projektantom modyfikowanie innych klamer do osteosyntezy wykonanych ze stopów nadspężystych. Powinno to skrócić pracę projektantów implantów medycznych co przyspieszy proces otrzymywania nowych klamer i obniży jego koszty.

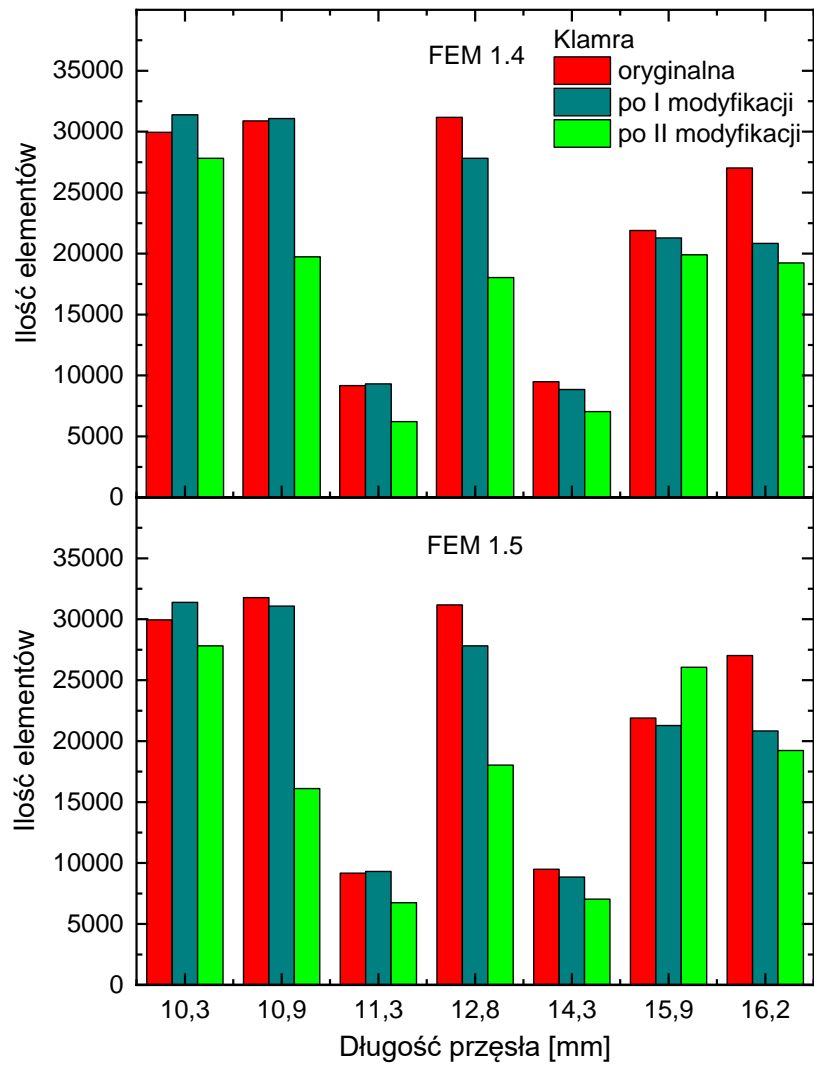
## 7.11. Kontrola procesu analizy numerycznej

W celu kontroli procesu analizy numerycznej każdorazowo wyniki obliczeń korelowano z ilością wykorzystywanych węzłów. Rys. 88 przedstawia przykładową kontrolę procesu analizy numerycznej klamer o długościach przęsła 16,2 mm zamodelowanej dla zestawu parametrów FEM 1.4. W wyniku skokowej zmiany ilości węzłów między 69° a 70° nastąpiła skokowa zmiana objętości klamry o naprężeniu większym od  $\sigma_f^{SA}$  dla FEM 1.4 w klamrze o długości przęsła 16,2 mm. Jest to zaprezentowane w lewej części wykresu. Takie skokowe zmiany wyników analizy spowodowane skokową zmianą ilości węzłów należy zaliczyć do kategorii błędów analizy numerycznej. Niestety, ze względu na ograniczenia licencyjne stosowanego oprogramowania nie było pełnej kontroli nad procedurą generowania węzłów wobec tego nie można było wyeliminować tego błędu.



Rys. 88 Przykład kontroli procesu analizy numerycznej dla klamry o pręśle 16,2 mm zamodelowanej dla zestawu parametrów FEM 1.4.

Na kolejnym rysunku przedstawiono ilość elementów skończonych klamer oryginalnych i kolejno modyfikowanych dla zestawu parametrów wejściowych FEM 1.4 i FEM 1.5. Zwraca uwagę istotne zmniejszenie tej ilości dla klamer o długościach 11,3 i 14,3 mm. Można zauważyć dla obu tych klamer większy wzrost objętości „rezerwy nadsprężystości”. Nie można wykluczyć, że jest to również błąd analizy numerycznej.



Rys. 89 Ilość elementów skończonych klamer oryginalnych i kolejno modyfikowanych dla zestawu parametrów wejściowych FEM 1.4 i FEM 1.5.

## 8. Wnioski

Na podstawie przeprowadzonych badań eksperymentalnych i analiz numerycznych sformułowano następujące wnioski:

1. metoda elementów skończonych umożliwia skuteczne przeprowadzenie wiarygodnej analizy zachowań materiałów, w których występuje efekt nadspężystości,
2. modelowanie numeryczne oraz weryfikacja eksperymentalna uzyskanych wyników pozwala na zaprojektowanie klamer optymalnie wykorzystujących efekt nadspężystości,
3. należy zwracać szczególną uwagę na adekwatność wprowadzanych parametrów modelu,
4. analiza metodą elementów skończonych może dostarczyć informacji, których uzyskanie w klasycznym eksperymencie jest niezwykle trudne,
5. korzystając z metody elementów skończonych można modyfikować i projektować elementy o właściwościach lepszych od dotychczas istniejących,
6. nawet niewielka, wprowadzona w uzasadniony sposób modyfikacja obiektu może w istotny sposób poprawić jego właściwości.

## 9. Podziękowania

Pragnę podziękować wszystkim osobom, które udzieliły mi pomocy w trakcie przygotowywania tej rozprawy:

- Panu doktorowi Zdzisławowi Lekstonowi za wykonanie klamer do osteosyntezy,
- Panu doktorowi Krzysztofowi Aniołkowi za napisanie skryptu sterującego pomiarem statycznego rozciągania drutu NiTi,
- Panu doktorowi Michałowi Dworakowi za pomoc w przeprowadzeniu pomiarów statystycznego rozciągania drutów NiTi,
- Pani magister Oliwi Starczewskiej za pomoc w przeprowadzeniu badań z wykorzystaniem skaningowej kalorymetrii różnicowej oraz wykonaniu analizy wyników,
- Panu profesorowi Grzegorzowi Derczowi za przeprowadzenie rentgenowskich badań strukturalnych,
- Panu magistrowi Janowi Rakowi za pomoc w przeprowadzeniu mikroanalizy rentgenowskiej.

## 10. Literatura

- [1] O. C. Zienkiewicz i R. L. Taylor, *The Finite Element Method. Volume 1: The Basis*, Butterworth Heinemann, 2000.
- [2] O. C. Zienkiewicz i R. L. Taylor, *The Finite Element Method. Volume 2: Solid Mechanics*, Butterworth Heinemann, 2000.
- [3] O. C. Zienkiewicz i L. R. Taylor, *The Finite Element Method. Volume 3: Fluid Dynamics*, Butterworth Heinemann, 2000.
- [4] A. Ziółkowski, *Pseudosprężystość stopów z pamięcią kształtu. Badania doświadczalne i opis teoretyczny*, Warszawa: Instytut Podstawowych Problemów Techniki Polskiej Akademii Nauk, 2006.
- [5] G. V. Kurdjumov i L. G. Khandros, „On the "thermoelastic" equilibrium on martensitic transformations,” *Dokl. Akad. Nauk SSSR*, tom 66, pp. 211-214, 1949.
- [6] L. C. Chang i T. A. Read, „Plastic Deformation and Diffusionless Phase Changes in Metals - the Gold-Cadmium Beta Phase,” *JOM*, tom 3, pp. 47-52, 1951.
- [7] J. Reynolds i M. Bever, *Trans. AIME*, pp. 1065-1066, 1952.
- [8] E. Hornbogen i G. Wassermann, *Zeit. Metall.*, tom 47, pp. 427-433, 1956.
- [9] M. Burkart i T. A. Read, „Diffusionless Phase Change in the Indium Thallium System,” *Trans. AIME*, tom 197, pp. 1516-1524, 1953.
- [10] Z. Basinski i J. Christian, „Experiments on the Martensitic Transformation in metals: the gold-cadmium beta phase,” *Trans. of AIME*, tom 191, pp. 47-52, 1954.
- [11] W. A. Rachinger, „A "super-elastic" single crystal calibration bar,” *Br. J. Appl. Phys.*, tom 9, pp. 250-252, 1958.
- [12] W. Buehler, J. Gilfrich i R. Weiley, „Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi,” *Journal of Applied Physics*, tom 34, nr 5, pp. 1475-1477, 1963.
- [13] K. Melton, „General applications of SMA and smart materials,” w *Shape Memory Materials*, K. Otsuka i C. Wayman, Redaktorzy, Cambridge University Press, 1999, pp. 220-239.
- [14] H. Morawiec, *Metale z pamięcią kształtu i ich zastosowanie*, Katowice: Uniwersytet Śląski, 2014.

- [15] H. Morawiec i Z. Lekston, *Implanty medyczne z pamięcią kształtu*, Gliwice: Politechnika Śląska, 2010.
- [16] J. Perkins, „Shape memory behaviour and thermoelastic martensitic transformations,” *Materials Science and Engineering*, tom 51, pp. 181-192, 1981.
- [17] R. R. Adharapurapu, *Phase Transformations in Nickel-rich Nickel-Titanium Alloys: Influence of Strain-rate, Temperature, Thermomechanical Treatment and Nickel Composition on the Shape Memory and Superelastic Characteristics*, San Diego, 2007.
- [18] M. Morin, G. Guenin i P. F. Gobin, „Internal friction measurements related to the two way memory effect in CuZnAl alloy exhibiting thermoelastic martensitic transformation,” *J. de Phys.*, tom 42, pp. C5-1013-1018, 1981.
- [19] P. B. Entchev, *Micromechanical Modeling of Porous Shape Memory Alloys*, 2002.
- [20] C. M. Wayman i T. W. Duerig, „An Introduction to Martensite and Shape Memory,” w *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, Butterworth - Heinemann Ltd., 1990, pp. 3-22.
- [21] V. Muhonen, *Bone - Biomaterial Interface. The effects of surface modified NiTi shape memory alloy on bone cells and tissue*, Oulu, Oulu University Press, 2002.
- [22] Y. Oshida i F. Farzin-Nia, „Response of Ti-Ni alloys for dental biomaterials to conditions in the mouth,” w *Shape memory alloys for biomedical applications*, T. Yoneyama i S. Miyazaki, Redaktorzy, Cambridge, Woodhead Publishing, 2009, pp. 101-149.
- [23] M. F. Maitz, „Surface modification of Ti-Ni alloys for biomedical applications,” w *Shape memory alloys for biomedical applications*, Cambridge, Woodhead Publishing, 2009, pp. 173-193.
- [24] K. Salnikow i A. Zhitkovich, „Genetic and Epigenetic Mechanisms in Metal Carcinogenesis and Cocarcinogenesis: Nickel, Arsenic and Chromium,” *Chem Res Toxicol.*, tom 1, 2008.
- [25] C. Shih, S. Lin, Y. Chen, Y. Su, S. Lai, G. Wu, K. C. i K. Chung, „The cytotoxicity of corrosion products of nitinol stent wire on cultured smooth muscle cells,” *J Biomed Mater Res*, tom 53, p. 395–403, 2000.
- [26] R. Venugopalan i C. Trepanier, „Corrosion of Nitinol,” w *Proceedings of the Int'l Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies SMST*, 2000.

- [27] D. Stoeckel, A. Pelton i T. Duerig, „Self-expanding Nitinol stents for the treatment of vascular disease,” w *Shape memory alloys for biomedical applications*, Cambridge, Woodhead Publishing, 2009, pp. 237-256.
- [28] R. Hang, S. Ma, V. Ji i K. Chu, „Corrosion behavior of Ni-Ti alloy in fetal bovine serum,” *Electrochimica Acta*, tom 55, pp. 5551-5560, 2010.
- [29] B. Ramazanzadeh, F. Ahrari, B. Sabzevari i S. Habibi, „Nickel Ion Release from Three Types of Nickel-titanium-based Orthodontic Archwires in the As-received State and After Oral Simulation,” *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect*, tom 8, nr 2, pp. 71-76, 2014.
- [30] R. Senkutvan, S. Jacob, A. Charles, V. Vadgaonkar, S. Jatol-Tekade i P. Gangurde, „Evaluation of nickel ion release from various orthodontic arch wires: An in vitro study,” *J Int Soc Prev Community Dent*, tom 4, pp. 12-16, 2014.
- [31] H.-H. Huang, Y.-H. Chiu, T.-H. Leeb, S.-C. Wuc, H.-W. Yang, K.-H. Sud i C.-C. Hsu, „Ion release from NiTi orthodontic wires in artificial saliva with various acidities,” *Biomaterials*, tom 24, p. 3585–3592, 2003.
- [32] W. H. Organization, *Guidelines for drinking – water quality*, tom 2, Geneva, 1998, pp. 47-61.
- [33] M. Es-Souni, M. Es-Souni i H. Fischer-Brandies, „Assessing the biocompatibility of NiTi shape memory alloys used for medical applications,” *Anal Bioanal Chem*, tom 381, p. 557–567, 2005.
- [34] R. Sachdeva i S. Miyazaki, „Superelastic Ni-Ti Alloys in Orthodontics,” w *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, Butterworth-Heinemann, Elsevier Ltd, 1990, pp. 452-469.
- [35] R. Ayers, S. Simske, T. Bateman, A. Petkus, R. Sachdeva i V. Gyunter, „Effect of nitinol implant porosity on cranial bone ingrowth and apposition after 6 weeks,” *J Biomed Mater Res*, tom 45, p. 42 – 47, 1999.
- [36] S. Fukuyo, Y. Suzuki, K. Suzuki i E. Sairenji, „Shape memory implants,” w *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, Elsevier Ltd, Butterworth-Heinemann, 1990, pp. 470-476.
- [37] D. Bogdanski, M. Koller, D. Muller, G. Muhr, M. Bram, H. Buchkremer, D. Stover, J. Choi i M. Eppele, „Easy assessment of the biocompatibility of Ni–Ti alloys by in



- vitrocell culture experiments on a functionally graded Ni–NiTi–Ti material,” *Biomaterials*, tom 23, pp. 4549-4555, 2002.
- [38] E. Carew, F. Cooke, J. Lemons, B. Ratner, I. Vesely i E. Vogler, „Properties of Materials,” w *Biomaterials Science. An Introduction to Materials in Medicine 2nd Edition*, London, Elsevier Academic Press, pp. 23-32.
  - [39] C. Migliaresi i H. Alexander, „Composites,” w *Biomaterials Science. An Introduction to Materials in Medicine 2nd Edition*, London, 1996, pp. 181-197.
  - [40] I. Herman, „Mechanical Properties of the Body,” w *Physics of Human Body*, Berlin, Springer, 2007, pp. 193-269.
  - [41] A. Assad, P. Jarzem, M. Leroux, C. Coillard, A. Chernyshov, S. Charette i C.-H. Rivard, „Porous Titanium-Nickel for Intervertebral Fusion in a Sheep Model: Part 1. Histomorphometric and Radiological Analysis,” *Inc. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 64B, p. 107–120, 2003.
  - [42] B. Dejak, „Prognozowanie trwałości ceramiki na powierzchni żującej nakładów w zębach trzonowych podczas żucia w oparciu o metodę elementów skończonych,” *Protet. Stomatol.*, tom LVII, nr 2, pp. 79-88, 2007.
  - [43] N. Morgan, „Medical shape memory alloy applications - the market and its products,” *Materials Science and Engineering A*, tom 378, p. 16–23, 2004.
  - [44] S. Shabalovskaya i J. Van Humbeeck, „Biocompatibility of Nitinol for biomedical applications,” w *Shape memory alloys for biomedical applications*, Cambridge, Woodhead Publishing, 2009, pp. 194-233.
  - [45] V. Itin i V. Kotenko, „Mechanical behavior of living tissues and the problems of functional materials for implantation,” w *Proc Int Symp Shape Memory Implants, UNTPS JPC*, Novosibirsk, 2006.
  - [46] J. Ryhanen, *Biocompatibility evaluation of nickel-titanium shape memory alloy*, Oulu: Oulu University Library, 1999.
  - [47] L. S. Castleman, S. Motzkin, F. P. Alicandri, V. L. . Bonawit i A. A. Johnson, „Biocompatibility of nitinol alloy as an implant material,” *J Biomed Mater Res*, tom 10, pp. 695-731, 1976.
  - [48] D. E. Cutright, S. N. Bhaskar, R. Perez, M. Johnson i G. S. J. Cowan, „Tissue reaction to nitinol wire alloy,” *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, tom 35, pp. 578-584, 1973.

- [49] T. Iwabuchi, S. Suzuki, K. Ebina i T. Honma, „Memory clip for intracranial aneurysm surgery,” *Journal of Neurosurgery*, tom 42, p. 733–735, 1975.
- [50] M. Simon, R. Kaplow, E. Salzman i D. Freiman, „A Vena Cava Filter Using Thermal Shape Memory Alloy. Experimental Aspects,” *Radiology*, tom 125, pp. 87-94, 1977.
- [51] L. Fernandes, B. Ogaard i L. Skoglund, „Pain and Discomfort Experienced after Placement of a Conventional or a Superelastic NiTi Aligning Archwire A Randomized Clinical Trial,” *J Orofac Orthop/Fortschr Kieferorthop*, tom 59, pp. 331-339, 1998.
- [52] A. Wichelhaus, M. Geserick, R. Hibst i F. Sander, „The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires,” *Dental Materials*, tom 21, pp. 938-945, 2005.
- [53] T. T. Eliades, G. Eliades, A. Athanasiou i T. Bradley, „Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires,” *European Journal of Orthodontics*, tom 22, pp. 317-326, 2000.
- [54] C. Darjan, *Shape memory alloys*, Ljubljani, 2007.
- [55] A. Sapińska-Wcisło, *Mechatroniczne człony wykonawcze z zastosowaniem materiałów inteligentnych*, Kraków, 2006.
- [56] T. Carman i A. Alahmad, „Update on vena cava filters,” *Current Treatment Options in Cardiovascular Medicine*, tom 10, pp. 101-111, 2008.
- [57] C. Binkert, „The Role of Optional Filters,” *Endovascular Today*, pp. 50-56, 2006.
- [58] H. Ni i L. Win, „Retrievable Inferior Vena Cava Filters for Venous Thromboembolism,” *Hindawi Publishing Corporation*, 2013.
- [59] Z. Bojarski i H. Morawiec, *Metale z pamięcią kształtu*, Warszawa: Państwowe Wydawnictwo Naukowe, 1989.
- [60] M. S. L. Machado, „Medical applications of shape memory alloys,” *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, tom 6, pp. 683-691, 2003.
- [61] „[http://www.innovatechmedical.com.br/filtro\\_en.html](http://www.innovatechmedical.com.br/filtro_en.html),” [Online].
- [62] M. M. Szkutnik, J. Bialkowski, J. Kusa, P. Banaszak, J. Baranowski, M. Gąsior, P. Chodor i M. Zembala, „Postinfarction ventricular septal defect closure with Amplatzer occluders,” *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, tom 23, p. 323–327, 2003.

- [63] D. W. Lai, J. Saver, J. Araujo, M. Reidl i J. Tobis, „Pericarditis Associated With Nickel Hypersensitivity to the Amplatzer Occluder Device. A Case Report,” *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, tom 66, p. 424–426, 2005.
- [64] B. Werner, M. Wróblewska-Kałużewska, K. Godlewski i A. Tarnowska, „Nieoperacyjne leczenie ubytków w przegrodzie międzykomorowej u dzieci za pomocą zestawu Amplatza,” *Folia Cardiologica Excerpta*, tom 9, pp. 93-100, 2002.
- [65] P. P. Dryżek, A. Sysa, T. Moszura, J. Moll, J. Masura i J. Kasprzak, „Ocena skuteczności zamknięcia ubytku w przegrodzie międzyprzedsionkowej typu ASD II u dzieci i młodzieży za pomocą za pomocą zestawu Amplatzer Septal Occluder - doświadczenia własne,” *Polski Przegląd Kardiologiczny*, tom 7, pp. 325-333, 2005.
- [66] „[www.childsdoc.org/fall99/catheterization.asp](http://www.childsdoc.org/fall99/catheterization.asp),” [Online].
- [67] „[www.clevelandclinic.org/.../3448.asp?index=11623](http://www.clevelandclinic.org/.../3448.asp?index=11623),” [Online].
- [68] „<http://www2.nursingspectrum.com/articles/article.cfm?aid=12134>,” [Online].
- [69] Q. Han, X. Cai, X. Feng, Q. Zhang i H. Feng, „Comparison of Biomechanical Properties and Hemodynamics of Three Different Vena Cava Filters,” *J. Shanghai Jiao Tong Univ. (Sci.)*, tom 23, pp. 803-810, 2018.
- [70] M. Frost, P. Sedlak, A. Kruisova i M. Landa, „Simulations of Self-Expanding Braided Stent Using Macroscopic Model of NiTi Shape Memory Alloys Covering R-Phase,” *JMEPEG*, tom 23, p. 2584–2590, 2014.
- [71] M. Razali, A. Mahmud i N. Mokhtar, „Force delivery of NiTi orthodontic arch wire at different magnitude of deflections and temperatures: A finite element study,” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, tom 77, p. 234–241, 2018.
- [72] G. S. P. Cheung, E. W. Zhang i Y. F. Zheng, „A numerical method for predicting the bending fatigue life of NiTi and stainless steel root canal instruments,” *International Endodontic Journal*, tom 44, p. 357–361, 2011.
- [73] F. B. Hatira i K. Saidane, „A Thermo-Mechanical Behavior Simulation of a NiTi Staple Used for the Correction of Idiopathic Scoliosis,” *Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology*, tom 3, 2012.
- [74] D. Mantovani, „Shape Memory Alloys Properties and Biomedical Applications,” *JOM A publication of The Minerals, Metals & Materials Society*, tom 52, nr 10, pp. 34-44, 2000.

- [75] W. Hao, L. Zhou, Y. Sun, P. Shi i H. Liu, „Treatment of patella fracture by claw-like shape memory alloy,” *Arch Orthop Trauma Surg*, tom 135, pp. 943-951, 2015.
- [76] Z. Lekston, D. Stróż i M. Jędrusik-Pawłowska, „Preparation and Characterization of Nitinol Bone Staples for Cranio - Maxillofacial Surgery,” *JMEPEG*, tom 21, pp. 2650-2656, 2012.
- [77] J. Lodhia, K. Konstantinidis i K. Papagiannopoulos, „Surgical management of multiple rib fractures/flail chest,” *J Thorac Dis*, tom 11, pp. 1668-1675, 2019.
- [78] S. Sarikaya, E. Aksoy, Y. Ozen, M. Dedemoglu, M. Ozgur, F. Buyukbayrak i K. Kirali, „Thermoreactive nitinol clips: Propensity score comparison with Robicsek technique,” *Asian Cardiovascular & Thoracic Annals*, tom 23, pp. 399-405, 2015.
- [79] W. Zhang, Y. Zhang, G. Zheng, R. Zhang i Y. Wang, „A Biomechanical Research of Growth Control of Spine by Shape Memory Alloy Staples,” *BioMed Research of International*, tom 2013, 2013.
- [80] C. Song, P. Campbell, T. Frank i A. Cuschieri, „Thermal modelling of shape memory alloy fixator for medical application,” *Institute of Physics Publishing, Smart Materials and Structures*, tom 11, pp. 312-316, 2002.
- [81] E. Rusuński, Metoda elementów skończonych. System COSMOS/M, Warszawa: Wydawnictwo łączności, 1994.
- [82] M. Michna, „<https://docplayer.pl/793957-Projektowanie-systemow-em-metoda-elementow-skonczonech.html>,” [Online].
- [83] D. Logan, A First Course in the Finite Element Method, Canada: Thomson, 2007.
- [84] G. Dzierżanowski i M. Sitek, Samouczek Metody Elementów Skończonych dla studentów Budownictwa Część I. Statyka konstrukcji prętowych, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa, 2012.
- [85] K. Balonek i S. Gozdur, „Wprowadzenie do Metody Elementu Skończonego; [fatcat.ftj.agh.edu.pl/~i6balone/MES.pdf](http://fatcat.ftj.agh.edu.pl/~i6balone/MES.pdf),” [Online].
- [86] J. Sikora, „Numeryczne metody rozwiązywania zagadnień brzegowych Podstawy metody elementów skończonych i metody elementów brzegowych,” 2011.
- [87] „[http://galaxy.uci.agh.edu.pl/~isim/repository/prezentacje/MES\\_WIZUALIZACJA.ppt](http://galaxy.uci.agh.edu.pl/~isim/repository/prezentacje/MES_WIZUALIZACJA.ppt),” [Online].

- [88] W. Śródka, Trzy lekcje metody elementów skończonych. Materiały pomocnicze do przedmiotu wytrzymałości materiałów., Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 2004.
- [89] E. Ovcharenko, K. Klyshnikov, A. Yuzhalin, G. Savrasov, A. Kokov, A. Batranin, V. Ganyukov i Y. Kudryavtseva, „Modeling of transcatheter aortic valve replacement: Patient specific vs general approaches based on finite element analysis,” *Computers in Biology and Medicine*, tom 69, p. 29–36, 2016.
- [90] M. Reali, M. Conti, G. Marconi, Campanile i A., „Patient-specific finite element analysis of popliteal stenting,” *Meccanica*, tom 52, p. 633–644, 2017.
- [91] P. Biesiacki, D. Grzelczyk i J. Mrozowski, „Model numeryczny kończyny górnej człowieka i jego analiza w aspekcie upadków do przodu,” *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 12, pp. 5-14, 2017.
- [92] M. Mańko, J. Zubrzycki i R. Karpiński, „Zastosowanie metod inżynierii odwrotnej do projektowania sztucznego krążka międzykręgowego,” *Journal of Technology and Exploitation in Mechanical Engineering*, tom 1, pp. 33-58, 2015.
- [93] A. Floriańczyk i G. Wróblewski, „Modelowanie geometryczne i numeryczne żuchwy człowieka,” *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 4, pp. 39-44, 2010.
- [94] A. Krauze, W. Kajzer i J. Marciniak, „Charakterystyka biomechaniczna układu gwoździe śródszpikowe – kość udowa z wykorzystaniem MES,” w *Proceedings of the 12th International Scientific Conference Achievements in Mechanical & Materials Engineering AMME'2003*, Gliwice, 2003.
- [95] M. Ciepiewska i M. Kromka-Szydek, „Modelowanie mięśni układu stomatologicznego,” w *XI Konferencja Naukowa Majówka Młodych Biomechaników im. prof. Dagmary Tejszerskiej*, Ustroń, 2014.
- [96] M. Lewandowska, J. Wtorek i L. Mierzejewski, „Resynchronizacja serca – badania symulacyjne,” w *XIX Seminarium Zastosowanie komputerów w nauce i technice '2009. Oddział Gdański PTETiS Referat nr 19*, 2009.
- [97] Y. Zhang i C. Bajaj, „Finite Element Meshing for Cardiac Analysis,” 2004.
- [98] A. Owida, H. Do i Y. Morsi, „Numerical analysis of coronary artery bypass grafts: An over view,” *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, tom 108, pp. 689-705, 2012.

- [99] J. Zubrzycki i M. Braniewska, „Zastosowanie inżynierii odwrotnej w projektowaniu spersonalizowanego implantu stawu biodrowego,” *Mechanik*, nr 1, pp. 46-47, 2017.
- [100] M. Braniewska, J. Zubrzycki i R. Karpiński, „Komputerowo wspomagane projektowanie i wytwarzanie implantu stawu biodrowego. Innowacje w fizjoterapii,” Lublin, 2015.
- [101] K. Mordal i A. Szarek, „Modelowanie przepływu krwi w naczyniach krwionośnych miażdżycowo zmienionych,” *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 13, pp. 49-56, 2017.
- [102] A. Qiao, Y. Liu, S. Li i H. Zhao, „Numerical Simulation of Physiological Blood Flow in 2-way Coronary Artery Bypass Grafts,” *Journal of Biological Physics*, tom 31, pp. 161-182, 2005.
- [103] M. Sobkowiak, W. Wolański, E. Kawlewska, M. Gzik, K. Jozsko, M. Zimny i W. Kaspera, „Symulacja przepływu krwi w tętnicach przy różnych prędkościach przepływu,” *Modelowanie Inżynierskie*, nr 66, pp. 53-61, 2018.
- [104] D. Jarosz, B. Gzik - Zroska, M. Gzik, W. Wolański i J. Dzielicki, „Analiza numeryczna wpływu obciążenia na deformację klatki piersiowej,” *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 5, pp. 53-58, 2011.
- [105] K. Adamczuk, W. Wolański i W. Kaspera, „Analiza przepływu krwi w tętnicach mózgowych,” w *XIII Konferencja Naukowa Majówka Młodych Biomechaników im. prof. Dagmary Tejszerskiej*, Ustroń, 2016.
- [106] W. Wolański i D. Tejszerska, „Analiza biomechaniczna odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka w sytuacji zastosowania stabilizacji,” *Modelowanie Inżynierskie*, tom 38, pp. 295-300, 2009.
- [107] A. Ryniewicz i A. Ryniewicz, „Analiza mechanizmu smarowania stawów człowieka w badaniach in vitro oraz in vivo,” *Przegląd Elektrotechniczny*, nr 5, pp. 142-145, 2014.
- [108] „Tabela możliwości oprogramowania ANSYS,” [Online]. Available: [http://mesco.com.pl/images/Capability\\_Chart/ansys-capabilities-2019-r2.pdf](http://mesco.com.pl/images/Capability_Chart/ansys-capabilities-2019-r2.pdf).
- [109] „Folder informacyjny produktów ANSYS,” [Online]. Available: <http://mesco.com.pl/images/mesco/ANSYS.pdf>.
- [110] „<https://mesco.com.pl/produkty/ansys>,” [Online].

- [111] F. Auricchio, R. Taylor i J. Lubliner, „Shape-memory alloys: macromodelling and numerical simulations of the superelastic behavior,” *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, tom 146, pp. 281-312, 1997.
- [112] *ANSYS Lecture 6, Advanced Models, ANSYS Mechanical Advanced Nonlinear.*
- [113] *Help z ANSYS 16.2.*
- [114] C. Cismasiu. i F. Amarante dos Santos, „Numerical simulation of a semi-active vibration control device based on superelastic shape memory alloy wires,” w *Shape Memory Alloys*, Rijeka, Sciyo, 2010, p. 210.
- [115] E. Pellicer, M. Lorenzetti, J. Fornell, M. D. Baró, S. Novak i J. Sort, „Progress Beyond the State-of-the-Art in the Field of Metallic Materials for Bioimplant Applications,” *Biomaterials in Clinical Practice. Advances in Clinical Research and Medical Devices*, pp. 25-46, 2018.
- [116] G. Radenković i D. Petković, „Metallic Biomaterials,” w *Biomaterials in Clinical Practice. Advances in Clinical Research and Medical Devices*, Springer, 2018, pp. 183-224.
- [117] A. John, Identyfikacja i analiza parametrów geometrycznych i mechanicznych kości miedniczej człowieka, Gliwice: Zeszyty naukowe Politechniki Śląskiej, 2004.
- [118] F. Nematzadeh i S. K. Sadrzehaah, „Effects of material properties on mechanical performance of Nitinol stent designed for femoral artery: Finite element analysis,” *Scientia Iranica B*, tom 19, pp. 1564-1571, 2012.
- [119] N. J. Hallab, J. J. Jacobs i J. L. Katz, „Orthopedic Applications,” w *Biomaterials Science. An Introduction to Materials in Medicine 2nd Edition.*, London, Elsevier Academic Press, pp. 527-555.
- [120] C. Migliaresi i H. Alexander, „Composites,” w *Biomaterials Science. An Introduction to Materials in Medicine 2nd Edition*, London, 1996, pp. 181-197.
- [121] A. Adamovic, B. Ristic i F. Zivic, „Review of Existing Biomaterials – Method of Material Selection for Specific Applications in Orthopedics,” w *Biomaterials in Clinical Practice. Advances in Clinical Research and Medical Devices*, Springer, 2018, pp. 47-99.
- [122] „<https://matthey.com/en/markets/pharmaceutical-and-medical/medical-device-components/resource-library/nitinol-technical-properties>,” [Online].

- [123] Y.-S. Lai, W.-C. Chen, C.-H. Huang, C. K. Cheng, K.-K. Chan i T.-K. Chang, „The Effect of Graft Strength on Knee Laxity and Graft In-Situ Forces after Posterior Cruciate Ligament Reconstruction,” *PLOS ONE*, tom 10, 2015.
- [124] G. O. Bolarinwa, N. K. Singh i S. K. Rai, „Development of Elastic Modulus -Density Chart for a Typical Femur Bone Model,” *IJRASET*, tom 3, pp. 352-358, 2015.
- [125] „[http://mesco.home.pl/www\\_joomla201808/index.php?option=com\\_content&view=category&layout=blog&id=187&filter\\_tag\[0\]=&Itemid=668&lang=pl](http://mesco.home.pl/www_joomla201808/index.php?option=com_content&view=category&layout=blog&id=187&filter_tag[0]=&Itemid=668&lang=pl),” [Online].



## 11. Spis ilustracji

Rys. 1 Właściwości stopów z pamięcią kształtu. ....	5
Rys. 2 Schemat przebiegu jednokierunkowego efektu pamięci kształtu w układzie $\sigma - T - \varepsilon$ . .	7
Rys. 3 Przebieg jednokierunkowego efektu pamięci kształtu: izotermiczny wzrost i spadek przyłożonych naprężeń a), powrót do pierwotnego kształtu w czasie nagrzewania b) [14]. Użyto oznaczeń poszczególnych punktów takich jak na rysunku 1. ....	8
Rys. 4 Porównanie jednokierunkowego i dwukierunkowego efektu pamięci kształtu. Opracowano na podstawie [14]. ....	9
Rys. 5 Temperaturowa zależność odkształcenia w kolejnych cyklach „treningu” dwukierunkowego efektu pamięci kształtu: $M_{s0}$ - temperatura początku przemiany martenzytycznej próbki wyjściowej, $M_{s1}$ , ..., $M_{s14}$ - temperatury początku przemiany poszczególnych cykli „treningu”; $M_{s15}$ - powtarzalna pętla dwukierunkowego efektu pamięci kształtu [14]. ....	11
Rys. 6 Porównanie metod indukowania dwukierunkowego efektu pamięci kształtu [14]. ....	12
Rys. 7 Schemat efektu nadspężystości. Opracowano na podstawie [14]. ....	14
Rys. 8 Temperaturowa zmiana struktury stopu SMA [19]. ....	15
Rys. 9 Zależność naprężeń początków przemian austenit - martenzyt i martenzyt - austenit od temperatury dla stopu Cu-39,8% Zn [20]. ....	16
Rys. 10 Zależność temperatur $M_s$ , $M_f$ , $A_s$ i $A_f$ od naprężenia dla stopu Cu-Zn-Al-Mn [20]. ...	17
Rys. 11 Porównanie charakterystyk sprężyn wykonanych z nadspężystego stopu NiTi i tradycyjnego drutu fortepianowego [20]. ....	18
Rys. 12 Zależność naprężenia od odkształcenia różnych materiałów i tkanek [43]. ....	21
Rys. 13 Porównanie mechanicznego zachowania tkanek żywych i implantów NiTi. Krzywe z punktami odpowiadają implantom NiTi. Opracowano na podstawie [44] [45]. ....	22
Rys. 14 Przykłady zastosowania implantów, urządzeń i narzędzi medycznych ze stopów NiTi. ....	23
Rys. 15 Łuki ortodontyczne z Nitinolu do korekcji wadliwego zgryzu [54] [55]. ....	24
Rys. 16 Zmiana kształtu filtru w trakcie wprowadzania go za pomocą cewnika do żyły pacjenta. Cewnik jest w kolorze zielonym. a) Schemat filtru skrzepów krwi i sposób jego usuwania b). Opracowane na podstawie [60] [61]. ....	25
Rys. 17 Implant Amplatza a), schemat implantacji ASO b) i etapy umieszczania implantu w miejscu występowania ubytku c). Opracowano na podstawie [66] [67] [68]. ....	26

Rys. 18 Zamodelowany rozkład naprężeń w klamrze NiTi podczas obciążenia a), odciążenia b), grzania c). Opracowano na podstawie [73].	28
Rys. 19 Klamra NiTi do łączenia odłamów kostnych.	29
Rys. 20 Jednokierunkowy efekt pamięci kształtu klamry NiTi. $T_1$ - temperatura chłodzenia klamry, $T_c$ - temperatura ciała człowieka, $T_2$ - temperatura nagrzewania klamry. Opracowano na podstawie [14].	30
Rys. 21 Schemat działania klamry NiTi wykorzystującej jednokierunkowy efekt pamięci kształtu [15].	31
Rys. 22 Zastosowanie klamer NiTi do osteosyntezy kości piszczelowej a) i kości śródstopia b). Opracowano na podstawie [15].	32
Rys. 23 Klamra NiTi do łączenia odłamów rzepki a), śródoperacyjne mocowanie klamry b), prześwietlenie rzepki z klamrą NiTi od przodu c), prześwietlenie rzepki z klamrą z boku d). Opracowano na podstawie [75].	33
Rys. 24 Połączenie złamania kłykci żuchwy za pomocą klamer z pamięcią kształtu a) i prześwietlenie po operacji b) [76].	34
Rys. 25 Śródoperacyjne mocowanie klamer NiTi na żebrach a), prześwietlenie złamanych żeber wraz z klamrami NiTi b). Opracowano na podstawie [77].	35
Rys. 26 Klamra rozprężająca do międzykręgowej dekompresji kręgów szyjnych w stanie wyjściowym, w temperaturze pokojowej a) oraz w stanie martenzytycznym b) [14].	36
Rys. 27 Klamry NiTi do łączenia kręgów od tylnej strony kręgosłupa a), śródoperacyjne mocowanie klamer NiTi b). Opracowano na podstawie [78].	36
Rys. 28 Klamra NiTi do korekcji skoliozy pojedyncza a), podwójna b), śródoperacyjne mocowanie par pojedynczych klamer c) i podwójnych d). Opracowano na podstawie [79].	37
Rys. 29 Klamra NiTi do łączenia tkanek miękkich w postaci rozwartej i zamkniętej po lewej stronie. Schemat konwencjonalnego szwu niciami a) oraz schemat działania klamry NiTi do tkanek miękkich b) - f). Opracowano na podstawie [80].	38
Rys. 30 Pętla histerezy materiału wykazującego efekt nadspężystości.	39
Rys. 31 Przykładowe elementy jedno- (a), dwu- (b) i trójwymiarowe (c). Opracowano na podstawie [81] [82] [83].	41
Rys. 32 Obiekt 2D przed podziałem na elementy skończone a), po podziale na elementy skończone b). Kropkami oznaczono punkty węzłowe [84].	42
Rys. 33 Przykładowa dyskretyzacja modelu ciągłego. Model ciągły a), model dyskretny idealny b), model dyskretny numeryczny c). Opracowano na podstawie [85].	43

Rys. 34 Przykład sukcesywnego zwiększania gęstości siatki węzłów: obszar początkowy a), dyskretyzacja czterema elementami b), dyskretyzacja szesnastoma elementami trójkątnymi c) [86].	45
Rys. 35 Schemat rozwiązywania problemu. Opracowano na podstawie [87].	46
Rys. 36 Schemat występowania błędów na poszczególnych etapach analizy metodą elementów skończonych.	48
Rys. 37 Dyskretyzacji koła: nieprawidłowa a) i b), prawidłowa c). $A_k$ powierzchnia koła, $A_m$ powierzchnia modelu [81].	50
Rys. 38 Porównanie przemieszczenia względnego kości dla siły 150 i 325 N użytej w czasie masażu serca [104].	53
Rys. 39 Rozkład ciśnienia w tętnicy fizjologicznie prawidłowej a), naprężenie tętnicy z tętniakiem b), prędkości przepływu krwi dla tętnicy prawidłowej c), prędkości przepływu krwi w tętnicy z tętniakiem d) [105].	53
Rys. 40 Modele odcinka kręgosłupa szyjnego: fizjologiczny a), z płytką Zenith b), ze stabilizacją D Fun M c), z implantem Prodisc C d) [106].	54
Rys. 41 Model prawidłowego stawu kolanowego wraz z rozkładem naprężeń zredukowanych w pozycji wyprostnej: widok z przodu a), widok z tyłu b) [107].	55
Rys. 42 Produkty środowiska obliczeniowego ANSYS. Opracowano na podstawie [109] [110].	57
Rys. 43 Wyidealizowana zależność naprężenia od odkształcenia materiału wykazującego efekt nadspężystości.	60
Rys. 44 Odcinki drutu NiTi przygotowane do produkcji klamer.	64
Rys. 45 Wstępnie wygięte druty NiTi.	65
Rys. 46 Końcowe kształtowanie klamer do osteosyntezy.	66
Rys. 47 Przygotowany do pomiarów typoszereg klamer do osteosyntezy wykonanych z drutu NiTi.	67
Rys. 48 Maszyna wytrzymałościowa INSTRON 5982L2127 w czasie jednoosiowego testu rozciągania drutu NiTi.	68
Rys. 49 Przykładowa charakterystyka $\sigma - \epsilon$ dla drutu o średnicy 1,4 mm wykonanego ze stopu NiTi. Czarna ciągła linia to wynik eksperymentu, odcinki czerwone przerywane służą do wyznaczania charakterystycznych naprężeń.	70
Rys. 50 Przykładowy prostoliniowy odcinek krzywej rozciągania drutu o średnicy 1,4 mm - czarna ciągła linia z linią trendu.	72

Rys. 51 Porównanie zależności $\sigma - \varepsilon$ eksperymentalnych (czarna linia) i modelowych (czerwona linia) dla drutów o średnicy 1,4 mm a) i 1,5 mm b).	74
Rys. 52 Trójpunktowy test zginania przy pomocy maszyny wytrzymałościowej.	75
Rys. 53 Porównanie krzywych trójpunktowego zginania NiTi: eksperymentalnych (czarna linia) i numerycznych (czerwona linia) dla drutów o średnicy 1,4 mm a) i 1,5 mm b).	76
Rys. 54 Termogram wykonany dla próbki z drutu NiTi o średnicy 1,4 mm.	78
Rys. 55 Dyfraktogram rentgenowski próbki z drutu NiTi o średnicy 1,4 mm w temperaturze pokojowej.	80
Rys. 56 Dyfraktogram rentgenowski próbki z drutu NiTi o średnicy 1,4 mm w temperaturze pokojowej po trzykrotnym rozciąganiu.	81
Rys. 57 Zdjęcie EDS próbki z drutu o średnicy 1,5 mm a), oraz widmo EDS z obszaru nr 1 b).	82
Rys. 58 Klamra nr 19 zamocowana w uchwycie maszyny wytrzymałościowej w czasie dynamicznego testu rozciągania.	84
Rys. 59 Rozciąganie klamry NiTi bezpośrednio po jej wykonaniu.	84
Rys. 60 Charakterystyka rozciągania przykładowej klamry w jednym cyklu a) i w sekwencji pięciu cykli b).	85
Rys. 61 Układ pomiarowy do statycznego pomiaru siły wywieranej przez ramiona klamry.	87
Rys. 62 Wstępne trójpunktowe zginanie klamry za pomocą kleszczy ortodontycznych.	88
Rys. 63 Czasowa zależność siły wywieranej przez ramiona klamer.	88
Rys. 64 Model geometryczny klamry NiTi.	91
Rys. 65 Przykładowy widok ekranu okna ANSYS Workbench w czasie analiz klamer.	93
Rys. 66 Przykładowy widok ekranu okna modułu ANSYS DesignModeler przedstawiający zaprojektowaną połowę klamry.	94
Rys. 67 Przykładowy widok ekranu modułu Static Structural przedstawiający rozkład naprężeń zredukowanych na powierzchni klamry oraz belki kostnej.	95
Rys. 68 Model geometryczny klamry z dodatkową belką.	97
Rys. 69 Rozkład zredukowanego naprężenia w klamrze o długości przęsła 16,2 mm i kącie $\beta=75^\circ$ . Widok z przodu oraz wybrane przekroje poprzeczne a), widok z góry b), widok z dołu c).	99
Rys. 70 Rozkład naprężeń na przekroju podłużnym klamry NiTi o długości przęsła 16,2 mm i kącie $\beta=75^\circ$ oraz na przekroju poprzecznym w miejscu podparcia w czasie początkowego zginania.	101

Rys. 71 Rozkład zredukowanego naprężenia w klamrze o długości przęsła 15,9 mm i kącie $\beta=75^\circ$ . Widok z przodu oraz wybrane przekroje poprzeczne a), widok z góry b), widok z dołu c).....	102
Rys. 72 Rozkład zredukowanego naprężenia w klamrze o długości przęsła 14,3 mm i kącie $\beta=75^\circ$ . Widok z przodu oraz wybrane przekroje poprzeczne a), widok z góry b), widok z dołu c).....	103
Rys. 73 Rozkład zredukowanego naprężenia w klamrze o długości przęsła 12,8 mm i kącie $\beta=75^\circ$ . Widok z przodu oraz wybrane przekroje poprzeczne a), widok z góry b), widok z dołu c).....	104
Rys. 74 Rozkład zredukowanego naprężenia w klamrze o długości przęsła 11,3 mm i kącie $\beta=75^\circ$ . Widok z przodu oraz wybrane przekroje poprzeczne a), widok z góry b), widok z dołu c).....	105
Rys. 75 Rozkład zredukowanego naprężenia w klamrze o długości przęsła 10,9 mm i kącie $\beta=75^\circ$ . Widok z przodu oraz wybrane przekroje poprzeczne a), widok z góry b), widok z dołu c).....	107
Rys. 76 Rozkład zredukowanego naprężenia w klamrze o długości przęsła 10,3 mm i kącie $\beta=75^\circ$ . Widok z przodu oraz wybrane przekroje poprzeczne a), widok z góry b), widok z dołu c).....	108
Rys. 77 Histogram naprężeń zredukowanych w klamrze o długości przęsła 16,2 mm zamodelowanej dla zestawu parametrów FEM 1.4.....	109
Rys. 78 Procentowy udział objętości elementów skończonych o danym naprężeniu w klamrze o długości przęsła 16,2 mm zamodelowanej dla zestawu parametrów FEM 1.4.....	110
Rys. 79 Histogram naprężeń zredukowanych dla wszystkich analizowanych klamer zamodelowanych dla zestawu parametrów FEM 1.4.....	111
Rys. 80 Histogram naprężeń zredukowanych dla wszystkich analizowanych klamer zamodelowanych dla zestawu parametrów FEM 1.5.....	112
Rys. 81 Histogram naprężeń w klamrach o przęśle 15,9 mm zamodelowanych dla zestawu parametrów FEM 1.4 dla różnych kątów podgięcia. ....	114
Rys. 82 Zależność objętości klamer o naprężeniach zredukowanych w zakresie $\sigma_{fSA} - \sigma_{sSA}$ a), b) oraz wzrost objętości w stosunku do klamer wyjściowych c), d) od kąta podgięcia dla zestawu parametrów FEM 1.4 i FEM 1.5. ....	115
Rys. 83 Zależność wzrostu objętości klamry o naprężeniach zredukowanych von Misesa przekraczających zakres nadspężystości od kąta podgięcia dla klamer zamodelowanych dla zestawu parametrów FEM 1.4 i FEM 1.5. ....	116

Rys. 84 Zależność siły ściskającej klamry o długości przęsła 16,2 mm i kącie podgięcia 68° od średnicy klamry. ....	117
Rys. 85 Objętości fazy nadspężystej klamer oryginalnych i zmodyfikowanych dla zestawu parametrów wejściowych FEM 1.4 a) i dla zestawu parametrów FEM 1.5 b). ....	119
Rys. 86 Objętości „rezerwy nadspężystości” klamer oryginalnych i zmodyfikowanych dla zestawu parametrów wejściowych FEM 1.4 i FEM 1.5. ....	120
Rys. 87 Suma objętości fazy nadspężystej i „rezerwy nadspężystości” klamer oryginalnych i zmodyfikowanych dla zestawu parametrów wejściowych FEM 1.4 i FEM 1.5. ....	121
Rys. 88 Przykład kontroli procesu analizy numerycznej dla klamry o przęśle 16,2 mm zamodelowanej dla zestawu parametrów FEM 1.4. ....	123
Rys. 89 Ilość elementów skończonych klamer oryginalnych i kolejno modyfikowanych dla zestawu parametrów wejściowych FEM 1.4 i FEM 1.5. ....	124

## 12. Spis tabel

Tabela 1	Próbki NiTi poddane próbie statycznego rozciągania.....	69
Tabela 2	Zestawienie wartości charakterystycznych naprężeń przemian fazowych podczas statycznego rozciągania drutu o średnicy 1,4 mm. ....	71
Tabela 3	Zestawienie wartości charakterystycznych naprężeń przemian fazowych podczas statycznego rozciągania drutu o średnicy 1,5 mm. ....	71
Tabela 4	Wartości modułu Younga wyznaczone dla próbek o średnicy 1,4 mm. ....	72
Tabela 5	Wartości modułu Younga wyznaczone dla próbek o średnicy 1,5 mm. ....	72
Tabela 6	Zestawienie wyznaczonych i podanych przez producenta wartości modułu Younga. ....	73
Tabela 7	Próbki NiTi poddane trójpunktowemu zginaniu. ....	76
Tabela 8	Wartość maksymalnej siły i przemieszczenia dla poszczególnych próbek o średnicy 1,4 mm uzyskane w teście trójpunktowego zginania. ....	77
Tabela 9	Wartość maksymalnej siły i przemieszczenia dla poszczególnych próbek o średnicy 1,5 mm uzyskane w teście trójpunktowego zginania. ....	77
Tabela 10	Temperatury początków i końców przemian fazowych drutów NiTi. ....	79
Tabela 11	Zawartość niklu i tytanu w drutach NiTi o średnicy 1,4 mm i 1,5 mm. ....	82
Tabela 12	Wymiary badanych klamer wykonanych z nadsprężystych drutów NiTi.....	83
Tabela 13	Zestawienie wartości sił odpowiadających maksymalnemu przemieszczeniu ramion klamer.....	86
Tabela 14	Zestawienie wartości siły wywieranej przez ramiona klamry NiTi po czasie 15 minut od założenia klamry. ....	89
Tabela 15	Wartości modułu Younga dla kości korowej. ....	92
Tabela 16	Zestawy parametrów FEM 1.4 i FEM 1.5 użytych do modelowania.....	96
Tabela 17	Wartość siły wywieranej przez klamrę na kość. ....	98
Tabela 18	Zestawienie średnic, kątów podgięcia i objętości zmodyfikowanych klamer dla zestawów parametrów FEM 1.4 i FEM 1.5 .....	118

### 13. Spis najważniejszych oznaczeń używanych w pracy

$A_k$	powierzchnia koła,
$A_m$	powierzchnia modelu,
$A_s$	początek odwrotnej przemiany martenzytycznej,
$A_f$	koniec odwrotnej przemiany martenzytycznej,
$A \rightarrow S$	przemiana fazowa austenitu w martenzyt,
CAD	projektowanie wspomagane komputerowo (ang. <i>Computer Aided Design</i> ),
<b>D</b>	tensor sztywności,
DM	DesignModeler - moduł programu ANSYS do tworzenia modelu geometrycznego,
DSC	skaningowa kalorymetria różnicowa (ang. <i>Differential Scanning Calorimetry</i> ),
$D_1$	średnica klamry,
$E$	moduł Younga,
$E_{kości}$	moduł Younga kości,
$E_{NiTi}$	moduł Younga NiTi,
EDS	mikroanaliza rentgenowska (ang. <i>Energy Dispersive Spectroscopy</i> ),
$F_s$	siła ściskająca klamry,
FEA	analiza metodą elementów skończonych (ang. <i>Finite Element Analysis</i> ),
FEM	metoda elementów skończonych (ang. <i>Finite Element Method</i> ),
FEM 1.4	zestaw parametrów wejściowych wyznaczony eksperymentalnie dla drutów o średnicy 1,4 mm,
FEM 1.5	zestaw parametrów wejściowych wyznaczony eksperymentalnie dla drutów o średnicy 1,5 mm,
$g_{ch}$	energia swobodna,
$g_{sp}$	energia sprężysta,
$H$	entalpia przemiany,
$H^{AS}$	funkcja Heavisidea dla przemiany austenitu w martenzyt,
$H^{SA}$	funkcja Heavisidea dla przemiany martenzytu w austenit,
$L_1$	długość połowy przęsła klamry wraz z kolankiem,
$L_2$	długość ramienia klamry wraz z kolankiem,
MES	metoda elementów skończonych,
$M_s$	początek przemiany martenzytycznej,
$M_d$	temperatura, powyżej której nie tworzy się martenzyt indukowany naprężeniem,



$M_f$	koniec przemiany martenzytycznej,
$n$	liczba podobszarów,
NiTi	stop niklu i tytanu - Nitinol,
$p$	ciśnienie,
$\{r\}$	ściśle rozwiązanie dla modelu ciągłego,
$\{r\}^d$	analityczne wyniki z modelu dyskretnego,
$\{r\}^h$	hipotetyczne rozwiązanie problemu fizycznego,
$\{r\}^n$	wyniki obliczeń numerycznych,
$S$	rozpatrywany obszar,
$S_i$	podobszar, czyli element skończony,
SIM	martenzyt indukowany naprężeniem (ang. <i>Stress Induced Martensite</i> ),
$S \rightarrow A$	przemiana fazowa martenzytu w austenit,
$T_c$	temperatura ciała człowieka,
TWSME	dwukierunkowy efekt pamięci kształtu (ang. <i>Two Way Shape Memory Effect</i> ),
$T_1$	temperatura chłodzenia klamry,
$T_2$	temperatura nagrzewania klamry,
$V_p$	objętość klamry o naprężeniach z zakresu $\sigma_f^{SA} - \sigma_s^{SA}$ (z zakresu plateau),
$V_r$	objętość klamry o naprężeniach większych od $\sigma_s^{SA}$ ,
XRD	dyfrakcja rentgenowska (ang. <i>X-ray Diffraction Analysis</i> ),
$\mathbf{1}$	tensor jednostkowy,
$\alpha$	parametr mierzący różnicę między odpowiedzią materiału w procesie ściskania i rozciągania,
$\beta$	kąt podgięcia kolanka (pomiędzy osią przęsła i osią ramienia),
$\delta\{r\}$	całkowity błąd wyniku modelowania,
$\delta\{r\}^d$	błąd całkowity,
$\delta\{r\}^r$	błąd rozwiązania,
$\delta\{r\}^z$	błąd zaokrągleń,
$\varepsilon$	odkształcenie próbki w kierunku obciążenia,
$\varepsilon_e$	wielkość odkształcenia w fazie martenzytycznej,
$\varepsilon_L$	maksymalne odkształcenie poniżej, którego odkształcenie jest odwracalne,
$\varepsilon_0$	wielkości odkształcenia w fazie austenitycznej,
$\varepsilon_r$	odkształcenie resztkowe,
$\varepsilon_{tr}$	tensor odkształcenia przemiany,

$\dot{\epsilon}_{tr}$	szybkość zmian tensora odkształcenia przemiany,
$\nu$	współczynnik Poissona,
$\nu_{kości}$	współczynnik Poissona kości,
$\nu_{NiTi}$	współczynnik Poissona NiTi,
$\xi_A$	ilość frakcja austenitu,
$\xi_S$	ilość frakcja martenzytu,
$\dot{\xi}_A$	szybkość zmiany ilości frakcji austenitu,
$\dot{\xi}_A^{AS}$	szybkość zmiany ilości frakcji austenitu w czasie przemiany austenitu w martenzyt,
$\dot{\xi}_A^{SA}$	szybkość zmiany ilości frakcji austenitu w czasie przemiany martenzytu w austenit,
$\dot{\xi}_S$	szybkość zmiany ilości frakcji martenzytu,
$\dot{\xi}_S^{AS}$	szybkość zmiany ilości frakcji martenzytu w czasie przemiany austenitu w martenzyt,
$\dot{\xi}_S^{SA}$	szybkość zmiany ilości frakcji martenzytu w czasie przemiany martenzytu w austenit,
$\sigma$	naprężenie,
$\sigma_c^{AS}$	wartość naprężenia początku przemiany fazowej austenitu w martenzyt podczas rozciągania,
$\sigma_f^{AS}$	wartość naprężenia końca przemiany fazowej austenitu w martenzyt,
$\sigma_s^{AS}$	wartość naprężenia początku przemiany fazowej austenitu w martenzyt,
$\sigma_t^{AS}$	wartość naprężenia początku przemiany fazowej austenitu w martenzyt podczas ściskania,
$\sigma_f^{SA}$	wartość naprężenia końca przemiany fazowej martenzytu w austenit,
$\sigma_s^{SA}$	wartość naprężenia początku przemiany fazowej martenzytu w austenit,
$\sigma_y^M$	granica plastyczności martenzytu.

## 14. Streszczenie

Przedmiotem przedstawionej rozprawy doktorskiej jest wykorzystanie modelowania metodą elementów skończonych do optymalizacji właściwości klinicznych obecnie stosowanych klamer NiTi do osteosyntezy.

Założony cel zrealizowano poprzez:

1. pomiar wybranych właściwości stopu NiTi,
2. zamodelowanie typoszeregu klamer rzeczywistych,
3. pomiar wybranych właściwości klamer,
4. porównanie rezultatów modelowania z wynikami eksperymentalnymi,
5. wprowadzenie modyfikacji klamry w celu polepszenia jej właściwości klinicznych,
6. numeryczną weryfikację poprawy właściwości klinicznych zmodyfikowanej klamry.

Pierwszy etap modelowania wykazał zgodność obliczonych dla poszczególnych klamer z typoszeregu wartości siły ściskającej wywieranej przez ramiona klamry na kość z danymi pomiarowymi. Modelowanie to pozwoliło określić objętość klamer znajdującą się w stanie nadsprężystym. W celu optymalizacji właściwości klamer, która by powodowała zwiększenie objętości fazy nadsprężystej i „rezerwy nadsprężystości” zaproponowano zwiększenie naprężeń wewnątrz klamry. Osiągnięto to poprzez zmniejszenie kąta podgięcia ramion klamry. Zmniejszenie kąta podgięcia oprócz zamierzonego zwiększenia objętości klamry z zakresu plateau i z zakresu „rezerwy nadsprężystości” spowodowało także niekorzystny wzrost wartości siły z jaką oddziałują ramiona klamry na kość. Zachowanie pierwotnej siły ściskającej wymagało zmniejszenia średnicy klamry. Po tej modyfikacji w części przypadków nastąpiło nieznaczne zmniejszenie objętości klamry z zakresu plateau ale istotnie wzrosła objętość „rezerwy nadsprężystości” we wszystkich analizowanych przypadkach (za wyjątkiem klamry o długości przęsła 15,9 mm dla zestawu parametrów FEM 1.5). Ponadto dzięki zmniejszeniu średnicy klamer zachowano pierwotną siłę oddziaływania ramion klamry na odłamy kostne. Tak więc zmodyfikowane nadsprężyste klamry do osteosyntezy będą pracować w odpowiednim zakresie naprężeń co pozwoli lepiej wykorzystywać niezwykle właściwości stosowanego materiału i dzięki temu zwiększyć ich funkcjonalność kliniczną.

## 15. Abstract

The subject of the presented dissertation is modelling by the finite element method to optimize the clinical properties of the NiTi staples currently used for osteosynthesis.

The assumed goal was achieved through:

1. measurement of selected properties of the NiTi alloy,
2. modelling the series of real staples,
3. measurement of selected staples properties,
4. comparing the modelling results with the experimental results,
5. implementation of the staple modification in order to improve its clinical properties,
6. a numerical verification of the improvement of the clinical properties of the modified staple.

The first stage of the modelling showed that the values of the compressive force exerted by the arms of the staple on the bone, calculated for individual staples, were consistent with the measured data. By the modelling it was possible to determine the volume of the staples in the superelastic state. In order to optimize the properties of the staples, which would increase the volume of the superelastic phase and “reserve of superelastic”, it was proposed to increase the stress inside the staple. This was achieved by reducing the bend angle of the staple arms. The reduction of the bend angle, in addition to the intended increase in the volume of the staple in the plateau range and in the “reserve of superelastic” range, also caused an unfavourable increase in the value of the force exerted by the staple arms on the bone. To maintain the original compressive force, it was necessary to reduce the staple diameter. After this modification, in some cases, there was a slight decrease in the volume of the staple in the range of superelasticity, but the volume of the "reserve of superelastic" increased significantly in all analyzed cases (except for the staple with a span length of 15,9 mm for the FEM 1.5 parameter set). Moreover, by reducing the diameter of the staples, the original impact of the staple arms on the bone fragments was maintained. Thus, the modified superelasticity staples for osteosynthesis will work in the appropriate stress range, which will allow to use better the unusual properties of the applied material and thus increase their clinical functionality.